

RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE

Ministère de l'Enseignement supérieur et de la Recherche scientifique

Université Salah Bounider Constantine 3

Faculté de Médecine



N° de Série :

N° d'Ordre :

**VALEUR CLINIQUE ET DIAGNOSTIQUE DE LA CORRECTION  
D'ATTÉNUATION BASÉE SUR LA TOMODENSITOMÉTRIE DANS  
LA SCINTIGRAPHIE MYOCARDIQUE DE PERFUSION POUR LA  
DÉTECTION DE LA CARDIOPATHIE ISCHÉMIQUE**

**THÈSE**

**Pour l'obtention du diplôme de Doctorat en Sciences médicales**

**Présentée par :**

**Docteur MAMMERI Samir**

**Maître-assistant en médecine nucléaire**

Présentée et soutenue publiquement le [04 Juillet 2023]

**Présidente du jury : ZOUZOU Hanane**

Faculté de Médecine de Batna

Professeur-chef de service cardio CHU de Batna

**Directeur de thèse : DJELLAOUJJI Azzouz**

Faculté de Médecine de Sétif

**Membres du jury : AMIMOUR Assia**

Faculté de Médecine d'Alger

**KADOUR FATIMA**

Faculté de Médecine de Sétif

**MERGHIT Rachid**

Faculté de Médecine de Constantine

Année 2022-2023

# Remerciements

En premier, je remercie Allah de m'avoir donné la volonté et la force afin de finaliser ce travail.

## **À notre maître Présidente du Jury Professeur Hanane ZOUZOU**

Malgré une grande charge dans votre emploi du temps et tous les engagements que vous avez, vous nous avez honorés par votre présence qui est un privilège pour nous.

Je vous remercie pour votre disponibilité et l'intérêt que vous avez accordés à cette thèse et pour avoir accepté de présider le jury. Trouver ici l'expression de ma gratitude.

## **À notre Maître directeur de thèse Professeur Azzouz DJELLAOU DJI**

Je vous remercie d'avoir accepté d'être mon directeur de thèse de recherche, à laquelle vous avez grandement contribué et en me consacrant une partie de votre temps précieux.

Vous m'avez toujours accueilli avec la gentillesse et la modestie qui vous caractérise. Vous avez su être à l'écoute et vous m'avez guidé tout au long du travail avec vos directives votre sens élevé de responsabilité et du devoir, votre sérieux et votre simplicité ont toujours été pour moi un exemple. J'espère que ce travail est à votre goût, tout l'honneur vous revient. Veuillez trouver ici, l'assurance de ma grande estime et de ma reconnaissance éternelle.

## **À notre maître et juge Professeur Fatima KADOUR**

Je vous remercie de l'intérêt que vous avez bien voulu porter à ce travail et de l'honneur que vous nous faites en acceptant d'être parmi cet honorable jury. Soyez assuré de mon plus profond respect ainsi que ma gratitude.

## **À notre maître et juge Professeur Assia Amimour.**

C'est pour moi un grand honneur de vous voir siéger dans mon jury. Je vous suis très reconnaissant de la spontanéité et de l'amabilité avec lesquelles vous avez accepté de juger mon travail. Veuillez trouver le témoignage de ma grande Reconnaissance et de mon profond respect.

## **À notre maître et juge Professeur Rachid MERGHIT**

Je vous suis infiniment reconnaissant d'avoir accepté aimablement de juger ce travail et l'enrichir par vos propositions. Qu'il me soit permis de vous témoigner ici mes remerciements les plus sincères et ma parfaite considération. Veuillez trouver le témoignage de ma grande Reconnaissance et de mon profond respect.

# Dédicaces

Ce travail est dédié

## À ma très chère mère

Quoi que je fasse ou que je dise, je ne saurai point te remercier comme il se doit. Ton affection me couvre, ta bienveillance me guide et ta présence à mes côtés a toujours été ma source de force pour affronter les différents obstacles.

## À mon très cher père

À ta mémoire, je te dédie spécialement cette réussite. Que Dieu, le miséricordieux, t'accueille dans son éternel paradis.

À ma chère femme, celle qui m'a toujours encouragé et soutenu

Ton soutien attentif et affectueux a contribué à créer des conditions favorables au succès de ma thèse

Aujourd'hui je te dis un énorme « Merci » pour ta bonté, pour tout ce que tu m'apportes

À mes chers Anges : **Riham, Abderrahmane** et **Darine**, qui font mon bonheur au quotidien

À tous les membres de ma famille et de ma belle-famille.

À mes Maîtres qui m'ont appris la médecine nucléaire.

À mes consœurs et confrères sur qui j'ai toujours pu compter.

À mes collègues de travail et tout le personnel de la santé avec qui j'ai travaillé.

À mes malades

Je vous dis à tous Merci

## Table des matières

<b>Table des matières</b> .....	iii
<b>Liste des figures</b> .....	vii
<b>Liste des tableaux</b> .....	ix
<b>Liste des abréviations</b> .....	xii
<b>Résumé</b> .....	XIV
<b>I. PARTIE THÉORIQUE</b> .....	1
2 Introduction.....	2
2.1 La vascularisation du cœur.....	3
3 La cardiopathie ischémique.....	4
3.1 Épidémiologie de la maladie coronarienne.....	4
3.2 Physiopathologie de la maladie coronarienne.....	4
3.3 Estimation du risque cardiovasculaire et de la probabilité de maladie coronaire.....	8
3.4 Stratification clinique du risque cardiovasculaire.....	10
3.5 Bilan diagnostic.....	12
3.5.1 Anamnèse et examen clinique.....	12
3.5.2 Électrocardiogramme.....	12
3.5.3 Épreuve d'effort.....	12
3.5.4 Echocardiographie de stress.....	12
3.5.5 IRM.....	14
3.5.6 Coroscanner.....	14
3.5.7 Coronarographie.....	16
3.5.8 Techniques isotopiques :.....	20
4 Tomoscintigraphie myocardique.....	25
4.1 Principe de fonctionnement de la gamma- camera.....	25
4.2 Radiopharmaceutiques.....	28
4.2.1 Les Radiotraceurs SPECT :.....	28
4.2.2 Les Radiotraceurs PET :.....	29
4.3 Dosimétrie.....	32
5 Indications.....	34
6 Contre-indication.....	35
7 Étude de la perfusion : comment augmenter le débit coronarien.....	35
7.1 Notion de réserve coronaire.....	35
7.2 Les épreuves de stress.....	36
7.2.1 L'épreuve d'effort (EE).....	36

7.2.2	L'épreuve pharmacologique : .....	38
7.2.3	L'épreuve mixte : .....	41
7.3	Choix de l'épreuve de stress : .....	41
7.4	Réalisation d'examen .....	41
7.4.1	Informations souhaitables pour un examen de qualité : .....	41
7.4.2	Information et préparation du patient : .....	42
7.4.3	Précautions .....	43
7.4.4	Activité administrée, mode d'administration ( <b>92</b> ).....	44
7.5	Acquisitions.....	44
7.5.1	Installation et préparation du patient .....	44
7.5.2	Enregistrements des tomoscintigraphies .....	44
7.5.3	. Traitement des images.....	45
7.6	Interprétation .....	50
7.6.1	Interprétation des images de perfusion.....	50
7.6.2	Interprétation des images du Gated-SPECT.....	50
7.6.3	Limites de l'interprétation des images scintigraphiques .....	51
7.7	Problématique de l'atténuation en TEMP et les solutions existantes dans la littérature. .	52
7.8	Description des effets physiques : .....	52
7.8.1	Interaction des photons avec la matière .....	52
7.8.2	Description de l'atténuation du signal en TEMP .....	54
7.8.3	Impact de l'atténuation en tomoscintigraphie myocardique .....	56
7.9	Méthodes proposées pour s'affranchir de l'atténuation en TEMP .....	57
7.9.1	Les méthodes directes : utilisation de la carte d'atténuation TDM .....	57
7.9.2	Estimation de la carte d'atténuation du patient .....	57
7.9.3	Les méthodes indirectes .....	60
7.9.4	Impact clinique de la correction d'atténuation.....	63
II.	ÉTUDE PRATIQUE .....	65
8	Problématique et justificatif de l'étude .....	66
9	Objectifs de l'étude .....	67
9.1	Objectif principal.....	67
9.2	Objectifs secondaires.....	67
10	Protocole de l'étude : .....	68
10.1	Type de l'étude : .....	68
11	Matériel de l'étude : .....	68
11.1	Population de l'étude : .....	68
11.2	Modalités de recrutement .....	68

11.3	Critères d'inclusion :	69
11.4	Critères de non-inclusion :	69
11.5	Critères d'exclusion :	69
12	Méthodes :	70
12.1	RECUEIL DES DONNÉES.....	70
12.2	INFORMATION ET PRÉPARATION DU PATIENT .....	71
12.3	ÉPREUVES DE STRESS .....	72
12.3.1	Épreuve d'effort :	72
12.3.2	Épreuve au dipyridamole :	73
12.4	TOMOSCINTIGRAPHIE MYOCARDIQUE (TSM) .....	73
12.4.1	Protocole d'injection :	73
12.4.2	Acquisition des images :	74
12.4.3	Traitement des images :	76
12.4.4	Échelles de couleur :	80
12.4.5	Affichage des images :	80
12.4.6	.....	80
12.4.7	Interprétation des images :	80
12.5	La coronarographie .....	84
12.6	Durée de l'étude :	84
12.7	Recueil des données :	84
12.8	Techniques statistiques employées :.....	85
12.8.1	Analyse uni variée :	85
12.8.2	Analyse bi variée.....	85
12.8.3	Étude de la performance diagnostique de la tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation :.....	85
12.8.4	La courbe ROC.....	86
12.9	Moyens :.....	86
12.9.1	Personnel :.....	86
12.9.2	Matériel disponible.....	86
12.10	Collaboration scientifique :	87
12.11	Aspect éthique.....	87
13	Résultats .....	88
13.1	Étude descriptive globale de la population recrutée.....	88
13.1.1	Identification de la population recrutée.....	88
13.1.2	Facteurs de risques cardio-vasculaires .....	91
13.1.3	Données cliniques de la population recrutée.....	97

13.1.4	Bilan de l'exploration électrocardiographique et échocardiographie.....	100
13.2	Étude analytique.....	111
13.2.1	L'analyse bivariée de corrélation des caractéristiques anthropométriques et facteurs de risque et la normalisation par la TDM.....	111
13.2.2	L'analyse bi variée de corrélation des données échocardiographiques et la normalisation par la TDM.....	114
13.2.3	Étude de la performance diagnostique de la tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation chez la population globale :.....	114
13.2.4	Étude de la performance diagnostique de la tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation selon le sexe .....	119
13.2.5	Étude de la performance diagnostique de la tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation selon le BMI.....	121
13.2.6	Résultats semi-quantitatifs du score summed of stress (SSS).....	122
14	Discussion .....	123
14.1	Caractéristiques de notre population d'étude .....	124
14.1.1	Caractéristiques épidémiologiques.....	124
14.1.2	Les facteurs de risque cardio-vasculaire .....	125
14.1.3	Bilan échographique et épreuve d'effort.....	134
14.2	Etude de la performance diagnostique de la tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation chez la population globale :.....	136
14.2.1	: Étude de la performance diagnostic globale (sensibilité, spécificité et exactitude diagnostique globale) chez la population globale .....	138
14.2.2	Performance diagnostic selon le territoire coronaire.....	143
14.2.3	Performance diagnostic selon le sexe.....	143
14.2.4	Performance diagnostic selon le BMI .....	144
14.2.5	Analyse semi-quantitative des résultats de la TEMP/TDM non corrigée (NC) et corrigée (AC) .....	145
14.3	Autres solutions pour réduire l'incidence des artéfacts de la TSM.....	146
14.4	Limites de l'étude.....	150
15	Nouveaux enjeux et perspectives d'avenir :.....	151
16	Recommandations :.....	152
17	Conclusion.....	153
	Annexe I : Questionnaire.....	155
	Annexe II : Formulaire de Recueil de Consentement éclairé.....	160
	Annexes III : Liste des Acronymes.....	161
	Bibliographie.....	164

## Liste des figures

Figure 1 : Artères coronaires .....	4
Figure 2 : Anatomie fonctionnelle du système artériel coronaire .....	5
Figure 3 : Distribution de la circulation coronaire .....	6
Figure 4 : La « cascade ischémique ».....	6
Figure 5 : Estimation du risque de décès cardiovasculaire par table score .....	11
Figure 6 Matériels d'échocardiographie d'effort .....	13
Figure 7 : Protocole de déroulement d'une échocardiographie de stress .....	13
Figure 8 : A, B. Score calcique sans injection. Coroscaner. Reconstruction centrée sur l'interventriculaire antérieure et la diagonale.....	15
Figure 9 : Coroscaner des artères coronaires d'anatomie modale.....	16
Figure 10 : Coronarographie. Réseau coronarien gauche. ....	17
Figure 11 : Coronarographie. Coronaire droite.....	17
Figure 12 : Les incidences en coronarographie.....	18
Figure 13 : Scintigraphie d'effort normale avec sestamibi .....	21
Figure 14 : Illustration d'une scintigraphie myocardique pathologique .....	21
Figure 15 : Aspect scintigraphie d'un infarctus du myocarde IDM.....	22
Figure 16 : Configuration du système D-SPECT®.....	23
Figure 17 : Vue extérieure d'une gamma caméra dédiée CZT SPECT GE-model Discovery.....	24
Figure 18 : principe du gamma camera.....	25
Figure 19 : Détecteur de la gamma caméra.....	26
Figure 20 : Principe de fonctionnement de la gamma caméra .....	27
Figure 21: Illustration schématique de la captation du radiotracer par rapport au flux sanguin myocardique régional.....	30
Figure 22 : mécanisme de captation des radiotraceurs SPECT (a) et PET (b) dans la cellule myocardique.....	31
Figure 23 : Doses maximales admissibles réglementaires (DMP) pour l'exposition professionnelle individuelle et l'exposition non professionnelle, exprimées comme limite annuelle pour l'équivalent de dose efficace. ....	33
Figure 24 : la relation entre le pourcentage de diminution du diamètre de l'artère coronaire et les débits de repos.....	35
Figure 25 : Mécanismes d'action de vasodilatateurs coronariens .....	39
Figure 26 : sinogramme.....	46
Figure 27 : Affichage des images de perfusion.....	46
Figure 28 : Affichage des images du Gated-SPECT.....	47
Figure 29 : Acquisition Gated SPECT .....	48
Figure 30 : a et b, Affichage de la fonction ventriculaire gauche .....	48
Figure 31 : Mouvement et épaisseur normale de la paroi du VG.....	49
Figure 32 : Segmentation cartographique (carte polaire) du ventricule gauche.....	50
Figure 33 : Représentation de l'effet photoélectrique .....	52
Figure 34 : Représentation de l'effet Compton .....	53
Figure 35 : Création de paires .....	53
Figure 36 : Illustration du schéma de la dispersion du photon dans l'organisme et de sa détection au niveau du détecteur.....	55
Figure 37 : Variation de la fixation radioactive sur la reconstruction d'une distribution uniforme. ....	56
Figure 38 : Illustration de l'atténuation mammaire chez une femme en TEMP. ....	57
Figure 39 : Illustration de différentes méthodes de correction d'atténuation.....	59
Figure 40 : Synchronisation des images de la scintigraphie par rapport l'ECG. ....	60
Figure 41 : Principe des acquisitions synchronisées sur l'ECG (Gated-SPECT).....	60
Figure 42 : Images tomographiques de perfusion myocardique acquises en DV et DD .....	62

Figure 43 : illustration d'un artéfact d'atténuation corrigée par TDM.....	64
Figure 44 : Salle d'épreuve d'effort .....	73
Figure 45 : protocole d'injection du 99mTc-MIBI .....	74
Figure 46 : SPECT/CT Discovery 670 DR GE Healthcare.....	75
Figure 47: Réorientation des images .....	77
Figure 48: filtrage.....	77
Figure 49: Normalisation des images (effort, repos).....	78
Figure 50: Alignement des images CT et images SPECT.....	79
Figure 51: Affichage des images corrigées et non corrigées aux deux temps de l'examen (stress-effort).....	79
Figure 52: Résultat Gated SPECT aux deux temps de l'examen (stress — effort).....	80
Figure 53 : Segmentation du ventricule gauche selon le modèle des 17 segments .....	81
Figure 54 : Correspondance des 17 segments du ventricule gauche aux territoires de l'interventriculaire antérieure (IVA), de la coronaire droite (CD) et du circonflexe (CX) .....	82
Figure 55 : Répartition de la population en fonction du sexe .....	89
Figure 56 : Fréquence de l'HTA en fonction du sexe .....	91
Figure 57 : Fréquence de diabète en fonction du sexe .....	92
Figure 58 : La répartition de dyslipidémie en fonction du sexe .....	93
Figure 59 : répartition du tabagisme chez le sexe masculin.....	93
Figure 60 : Fréquence de la sédentarité selon le sexe dans la population globale .....	94
Figure 61 : Fréquence de ménopause chez le sexe féminin .....	94
Figure 62 : Répartition du BMI selon le sexe dans la population globale .....	95
Figure 63 : fréquence de la coronaropathie selon le sexe dans la population globale.....	95
Figure 64 : Répartition de la population globale en fonction du statut rénal .....	96
Figure 65 : présence ou absence de facteur de risque dans la population étudiée et selon le sexe ..	96
Figure 66 : Répartition selon la probabilité prétest chez la population globale et selon le sexe.....	97
Figure 67 : Répartition des ATCDS cérébro-vasculaires dans la population globale .....	98
Figure 68 : Répartition d'antécédents d'IDM dans la population selon le sexe.....	98
Figure 69 : fréquence des territoires du ventricule gauche atteints par l'infarctus du myocarde.....	99
Figure 70 : Répartition selon le sexe des patients ayant subi une angioplastie coronaire ATL .....	99
Figure 71 : présentation clinique des patients ayant bénéficié d'une tomoscintigraphie myocardique .....	100
Figure 72 : Illustration d'une correction d'atténuation mammaire chez une femme .....	110
Figure 73 : Illustration d'une correction d'atténuation diaphragmatique chez un homme .....	110
Figure 74 : sensibilité, spécificité et exactitude diagnostic de la population globale.....	115
Figure 75 : Courbe ROC de la population globale.....	116
Figure 76 : sensibilité et spécificité dans le territoire de l'IVA .....	117
Figure 77 : Sensibilité et spécificité dans le territoire du circonflexe CX.....	118
Figure 78 : Sensibilité et spécificité dans le territoire de la coronaire droite CD .....	119
Figure 79 : Sensibilité et spécificité chez le sexe féminin .....	120
Figure 80 : Sensibilité et spécificité chez le sexe masculin .....	120
Figure 81 : Sensibilité et spécificité chez les patients avec BMI<30 .....	121
Figure 82 : sensibilité et spécificité chez les patients avec un BMI ≥ 30.....	122
Figure 83: Diagramme en points et en lignes montrant la relation entre SSS des images CT-AC et NC .....	146
Figure 84 : Comparaison d'étude de spécificité (TI201, Tc99m et GATED-SPECT).....	149

## Liste des tableaux

Tableau 1 : Mécanismes physiopathologiques d'apparition de dysfonctionnement de la microcirculation coronaire .....	7
Tableau 2 : Probabilité prétest (PPT) de maladie coronaire en fonction de l'âge, du sexe et de la nature des symptômes .....	9
Tableau 3 : Niveaux de risque cardiovasculaire global (2016 ESC).....	11
Tableau 4 : caractéristiques des principaux radiotraceurs myocardiques en TEMP .....	29
Tableau 5 : Principaux Radiotraceurs pour l'étude de la perfusion myocardique par TEP .....	30
Tableau 6 : Propriétés des traceurs de perfusion SPECT et PET .....	31
Tableau 7 : principaux avantages et inconvénients des radiotraceurs couramment utilisés en cardiologie nucléaire .....	32
Tableau 8 : Quantités et unités de dosimétrie.....	33
Tableau 9 : Limites de dose annuelle recommandée par ICRP-103 (2007).....	34
Tableau 10 : Contre-indications communes aux épreuves de stress .....	37
Tableau 11 : Contre-indications aux épreuves pharmacologiques .....	40
Tableau 12 : Protocole des vasodilatateurs pharmacologiques à l'épreuve de stress .....	41
Tableau 13 : comparaison de la sensibilité, de la spécificité et de la valeur prédictive positive entrent l'acquisition en décubitus ventral versus l'acquisition en décubitus dorsal.....	62
Tableau 14 : valeur diagnostique de correction d'atténuation.....	63
Tableau 15 : Répartition de l'âge selon le sexe dans la population globale.....	88
Tableau 16 : Répartition des patients en fonction des tranches d'âge et le sexe.....	88
Tableau 17 : Répartition de la population en fonction des structures hospitalières .....	89
Tableau 18 : Répartition de la population en fonction de l'activité professionnelle.....	90
Tableau 19 : répartition des patients par ordre décroissant selon la wilaya d'origine.....	90
Tableau 20 : type de traitement de diabète chez les diabétiques .....	92
Tableau 21 : répartition du tour de taille en fonction du sexe dans la population globale .....	95
Tableau 22 : répartition des anomalies de l'ECG dans la population globale.....	100
Tableau 23 : Répartition des troubles électrocardiographiques chez la population globale .....	100
Tableau 24 : Répartition des patients selon le type des anomalies électriques .....	101
Tableau 25 : Bilan écho-cardiographique selon le sexe dans la population globale .....	101
Tableau 26 : type de troubles de la contractilité chez la population ayant un trouble de la contractilité segmentaire .....	102
Tableau 27 : Fraction d'éjection ventriculaire gauche répartie en fonction du sexe.....	102
Tableau 28 : Répartition selon le degré d'atteinte de la fraction d'éjection chez la population générale .....	103
Tableau 29 : répartition de la fréquence cardiaque lors de l'épreuve de stress selon le sexe.....	103
Tableau 30 : pourcentage de type d'effort.....	103
Tableau 31 : Répartition des patients selon le type d'effort (maquillée ou non) dans la population générale .....	104
Tableau 32 : Répartition de résultats cliniques de l'épreuve d'effort .....	104
Tableau 33 : Répartition de résultats électrocardiographiques de l'épreuve de stress .....	105
Tableau 34 : Répartition de la population selon le nombre des troncs coronaires malades .....	105
Tableau 35 : Répartition de la dominance coronaire.....	106
Tableau 36 : Qualité des tomoscintigraphies myocardiques .....	106
Tableau 37 : répartition des doses efficaces selon le poids chez la population générale .....	107

Tableau 38 : Résultat de la tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation.....	108
Tableau 39 : Normalisation de l'atténuation .....	108
Tableau 40 : comparaison entre les scintigraphies avec et sans correction avec la coronarographie. .....	109
Tableau 41 : Effet de la correction d'atténuation sur les scores scintigraphiques des patients chez la population générale .....	109
Tableau 42 : analyse bi variée de corrélation entre la normalisation et l'âge .....	111
Tableau 43 : analyse bi variée de corrélation entre la normalisation et le sexe .....	111
Tableau 44 : analyse bi variée de corrélation entre la normalisation et le BMI .....	112
Tableau 45 : analyse bi variée de corrélation entre la normalisation et l'hypertension artérielle (HTA).....	112
Tableau 46 : analyse bi variée de corrélation entre la normalisation et la probabilité prétest.....	113
Tableau 47 : comparaison de périmètre abdominal chez les patients avec et sans normalisation..	113
Tableau 48 : comparaison de fréquence cardiaque lors de l'acquisition de stress chez les patients avec et sans normalisation.....	113
Tableau 49 : comparaison de la fraction d'ejection chez les patients avec et sans normalisation	114
Tableau 50 : analyse bi variée de corrélation entre la normalisation et les données de l'échocardiographie.....	114
Tableau 51 : Résultat global de la performance diagnostique de la tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation par la TDM.....	115
Tableau 52 : Résumé de la comparaison de la courbe ROC de la TSM sans correction NC et avec correction AC.....	116
Tableau 53 : Sensibilité, spécificité en territoire IVA en TSM non corrigée et TSM corrigée.....	117
Tableau 54 : sensibilité, spécificité en territoire CX en TSM non corrigée et TSM corrigée.....	117
Tableau 55 : Sensibilité, spécificité en territoire CD en TSM non corrigée et TSM corrigée .....	118
Tableau 56 : sensibilité, spécificité de l'étude de perfusion myocardique selon le sexe .....	119
Tableau 57 : sensibilité, spécificité de l'étude de perfusion myocardique selon le BMI .....	121
Tableau 58 : évaluation semi-quantitative du score de stress SSS selon les deux modalités NC/AC .....	122
Tableau 59 : les changements induits par la correction d'atténuation sur l'étendue de la cardiopathie ischémique.....	123
Tableau 60 : Les caractéristiques d'âge dans la population globale et selon les différentes études .....	124
Tableau 61 : Sexe ratio dans la population globale et selon les différentes études.....	125
Tableau 62 : Fréquence du diabète dans la population globale et selon les différentes études.....	126
Tableau 63 : Fréquence de l'HTA dans la population globale et selon les différentes études.....	127
Tableau 64 : Fréquence du tabac dans la population globale et selon les différentes études.....	128
Tableau 65 : Fréquence de la dyslipidémie dans la population globale et selon les différentes études .....	129
Tableau 66 : Fréquence de l'obésité dans la population globale et selon les différentes études....	130
Tableau 67 : BMI moyen dans la population globale et selon les différentes études.....	131
Tableau 68 : Fréquence de la sédentarité dans la population globale et selon les différentes études .....	131
Tableau 69 : Fréquence de la coronaropathie familiale dans la population globale et selon les différentes études .....	132
Tableau 70 : Fréquence des ATCDS d'AVC dans la population globale et selon les différentes études.....	133
Tableau 71 : Fréquence de l'IRC dans la population globale et selon les différentes études .....	133

Tableau 72 : Fréquence d'IDM dans la population globale et selon les différentes études .....	134
Tableau 73 : fréquence d'ATL dans la population globale et selon les différentes études .....	134
Tableau 74 : Résultats de stress d'effort dans la population globale et selon les différentes études .....	135
Tableau 75 : Résultats de la coronarographie dans la population globale et selon les différentes études.....	135
Tableau 76 : Résultats de type de dominance dans la population globale et selon les différentes études.....	136
Tableau 77 : Performance diagnostique de la population globale et les différentes études cliniques évaluant la correction d'atténuation .....	140
Tableau 78 : comparaison des images non corrigées (NC), corrigées de l'atténuation (AC) et combinées (NA) chez des patients à BMI faible et élevé.....	144
Tableau 79 : sensibilité et spécificité des images SPECT au Tc99m-sestamibi corrigées et non corrigées de l'atténuation chez les patients obèses $BMI \geq 30$ kg/m <sup>2</sup> ou non obèses .....	145

## Liste des abréviations

<b>201 Tl</b>	Thallium
<b>2D</b>	Deux dimensions
<b>AC</b>	Correction d'atténuation
<b>ATCDs</b>	Antécédents
<b>AUC</b>	Area under curve
<b>BMI</b>	Body mass index
<b>CD</b>	Coronaire droite
<b>CHUC</b>	Centre hospitalier universitaire de Constantine
<b>CMD</b>	Cardiomyopathie Dilatée
<b>CT</b>	Computed-tomography
<b>CX</b>	Circonflexe
<b>DD</b>	Décubitus dorsal
<b>DV</b>	Décubitus ventral
<b>ECG</b>	Électrocardiogramme
<b>EE</b>	Épreuve d'Effort
<b>EHS</b>	Établissement Hospitalier Spécialisé
<b>ESC</b>	European Society of Cardiology
<b>FBP</b>	Filtered Back Projection
<b>FC</b>	Fréquence cardiaque
<b>FEVG</b>	Fraction d'éjection du ventricule gauche
<b>FMT</b>	Fréquence maximale théorique
<b>FRCV</b>	Facteurs de risque cardio-vasculaire
<b>HAS</b>	Haute Autorité de Santé
<b>HMRUC</b>	Hôpital Militaire Régional Universitaire de Constantine
<b>HTA</b>	Hypertension artérielle
<b>IC</b>	Intervalle de Confiance
<b>ICRP</b>	International Commission on Radiological Protection
<b>IDM</b>	Infarctus de myocarde
<b>IMS</b>	Ischémie myocardique silencieuse
<b>IRC</b>	Insuffisance rénale chronique
<b>IRM</b>	Imagerie par la résonance magnétique
<b>IVA</b>	inter ventriculaire antérieure

<b>MCV</b>	Maladies cardio-vasculaires
<b>MIBI</b>	Methoxy-Isobutyl-Isonitrit
<b>NCEP/ATP III</b>	National Cholesterol Education Program/Adult Treatment Panel III
<b>NSTEMI</b>	Syndrome coronarien aigu sans sus décalage du segment ST
<b>OSEM</b>	Ordered Subsets Expectation-Maximisation
<b>PA</b>	Pression artérielle
<b>PA</b>	petit Axe
<b>PDL</b>	Dose délivrée au volume
<b>PET</b>	Positron emission tomography
<b>ROC</b>	Receiver operating characteristic
<b>SDS</b>	Summed Differential Score
<b>Se</b>	sensibilité
<b>SMP</b>	Scintigraphie myocardique de perfusion
<b>Sp</b>	spécificité
<b>SPECT</b>	Single Photon Emission Computed Tomography
<b>SRS</b>	Summed Rest Score
<b>SSS</b>	Summed Stress Score
<b>STEMI</b>	Syndrome coronarien aigu avec sus décalage du segment ST+
<b>TC99m</b>	Technétium
<b>TDM</b>	Tomodensitométrie
<b>TEMP</b>	Tomographie d'Emission Mono Photonique
<b>TEP</b>	Tomographie d'Emission Photonique.
<b>TSM</b>	Tomoscintigraphie Myocardique
<b>TT</b>	Tour de taille
<b>VG</b>	Ventricule gauche
<b>VPN</b>	Valeur prédictive négative
<b>VPP</b>	Valeur prédictive positive
<b>Vs</b>	Versus
<b>VTD</b>	Volume Télédiastolique
<b>VTS</b>	Volume télésystolique

## Résumé

**Introduction** : La tomographie par émission monophotonique [TEMP] de perfusion myocardique est l'un des outils de base utilisés pour le diagnostic de la coronaropathie, le pronostic de ses conséquences défavorables et l'évaluation de l'efficacité du traitement. Cependant, son efficacité est compromise par une spécificité relativement faible de la détection des défauts de perfusion, qui est attribuée à l'atténuation des rayons gamma à l'intérieur du corps du patient, provoquant des artéfacts pris de façon erronée pour des défauts de perfusion. La correction d'atténuation [CA] devrait permettre d'éliminer ces artéfacts

**Objectifs** : Le but de la présente étude était d'évaluer si la correction d'atténuation basée sur la tomodensitométrie [CT-AC] offre un avantage quelconque par rapport aux images non corrigées par atténuation [NC] pour l'analyse qualitative et quantitative de la tomographie par émission monophotonique [TEMP] imagerie de perfusion myocardique [TSM].

**Méthodes** : Nous avons évalué prospectivement les données de 85 patients qui ont subi un TEMP/TDM stress/repos de perfusion conformément au protocole standard. L'angiographie effectuée dans les  $\pm 3$  mois suivants la TSM a été prise comme norme de référence. Deux lecteurs ont évalué indépendamment les images CT-AC et NAC. L'analyse de la courbe caractéristique de fonctionnements du récepteur a été effectuée en utilisant une sténose à 70 % comme seuil. La taille et la gravité des défauts de perfusion ont également été comparées sur les images CT-AC et NAC

**Résultats** : La correction d'atténuation [CA] a augmenté la spécificité de la détection de la coronaropathie dans l'ensemble du groupe de patients de 51 % à 88 % [p 0,0001], avec une réduction de la sensibilité [de 96 % à 86 %] [p = 0,002], l'amélioration de la spécificité a également été notée dans les sous-groupes de patients masculins et féminins et dans les sous-groupes de patients obèses et non obèses. L'exactitude diagnostique dans l'ensemble du groupe de patients est passée de 77 % pour les images non corrigées NAC à 87 % pour les images corrigées CT-AC [p=0,01]. Les images corrigées CT-AC présentaient une sensibilité significativement plus faible pour la détection de la coronaropathie dans le territoire de la coronaire droite par rapport aux images non corrigées NC [de 79 % à 91 %] [p = 0,02] ; il n'y avait aucune différence significative de sensibilité et de spécificité dans la détection de sténoses significatives dans l'artère antérieure descendante gauche [IVA] et l'artère circonflexe gauche [CX] entre les images CT-AC et NC. CT-AC a considérablement réduit les scores de défauts de perfusion dans toute la population [P 0,005]. Il a également réduit considérablement le nombre de résultats équivoques de l'étude.

**Conclusion** : Dans notre étude, la correction d'atténuation CA basée sur la TDM a amélioré considérablement la spécificité, mais a diminué la sensibilité conduisant malgré cela à une amélioration de la précision diagnostique globale de la tomoscintigraphie myocardique Tc-99m sestamibi.

**Mots clés** : imagerie de perfusion myocardique, correction d'atténuation, TDM.

## Abstract

**Background:** Myocardial perfusion single-photon emission computed tomography (SPECT) is one of the basic tools used for the purpose of diagnosis of coronary artery disease (CAD), prognosis of its unfavourable consequences, and evaluation of therapy effectiveness. However, its efficacy is compromised by a relatively low specificity of detection of perfusion defects, which is attributed to attenuation of gamma rays inside the patient's body, causing artefacts erroneously taken for perfusion defects. It is expected that attenuation correction (AC) could eliminate such artefacts.

**Objective:** The aim of the present study was to evaluate whether computed tomography based-attenuation correction (CT-AC) provides any advantage over non-attenuation-corrected (NAC) images for qualitative and quantitative analysis of single photon emission tomography (SPECT) myocardial perfusion Imaging (MPI).

**Methods:** We prospectively evaluated data of 85 patients who underwent stress rest MPI SPECT/CT as per standard protocol. Angiography done within  $\pm 3$  months of MPI was taken as reference standard. Two readers independently evaluated CT-AC and NAC images. Receiver operating characteristic curve analysis was done using  $\geq 70\%$  stenosis as cutoff. The size and severity of perfusion defects were also compared on CT-AC and NAC images

**Results:** AC increased the specificity of detection of CAD in the whole group of patients from 51% to 88% ( $p \leq 0.0001$ ), with a reduction in sensitivity (from 96% to 86%) ( $p = 0.002$ ), the improved specificity was also noted in subgroups of male and female patients and subgroups of obese and non-obese patients. Accuracy in the whole group of patients increased from 77% to 87% ( $p = 0.01$ ). CT-AC images had significantly lower sensitivity for detecting right coronary artery disease compared with NAC (from 79% to 91%) ( $p = 0.02$ ); There was no significant difference in sensitivity and specificity in the left anterior descending artery (LAD) and left circumflex artery (LCX) between CT-AC and NAC images. CT-AC significantly reduced defect scores in the whole population  $P \leq 0.005$ . It also reduced the number of ambiguous results of the study.

**Conclusion:** In our study, the CT-based AC improved significantly the specificity but decreased the sensitivity leading despite that to an improvement in overall diagnostic accuracy of Tc-99m sestamibi/ MPI.

**Key Words:** myocardial perfusion imaging, attenuation correction, CT.

## الملخص

**المقدمة:** التصوير المقطعي المحوسب أحادي الفوتون لتروية عضلة القلب (SPECT) هو أحد الأدوات الأساسية المستخدمة لغرض تشخيص مرض الشريان التاجي (CAD)، وتشخيص عواقبه غير المواتية، وتقييم فعالية العلاج. ومع ذلك، فإن فعاليته تتعرض للخطر بسبب خصوصية منخفضة نسبياً لاكتشاف عيوب التروية، والتي تُعزى إلى تخفيف أشعة جاما داخل جسم المريض، مما يتسبب في أخذ الآثار الوهمية (Artifacts) عن طريق الخطأ لعيوب التروية. من المتوقع أن يؤدي تصحيح التخفيف (AC) إلى القضاء على هذه الآثار الوهمية.

**الهدف:** كان الهدف من هذه الدراسة هو تقييم ما إذا كان التصوير المقطعي المحوسب القائم على تصحيح التوهين (CT-AC) يوفر أي ميزة على الصور غير المصححة (NAC) للتحليل النوعي والكمي للتصوير المقطعي للانبعاثات الفوتونية الفردية (SPECT) لتصوير التروية العضلية (MPI).

**الطرق:** قمنا بتقييم بيانات 85 مريضاً خضعوا لراحة الإجهاد MPI SPECT/CT وفقاً للبروتوكول القياسي. وقد اعتُبر تصوير الأوعية الدموية خلال 3 أشهر  $\pm$  من المبادرة معياراً مرجعياً، قام اثنان من القراء بتقييم صور (CT-AC) و (NAC) بشكل مستقل. تم إجراء تحليل منحنى خاصة تشغيل جهاز الاستقبال باستخدام تضيق بنسبة  $\leq 70\%$  كحد (cutoff)، كما تمت مقارنة حجم وشدة عيوب التروية على صور (CT-AC) و (NAC).

**النتائج:** زادت (CT-AC) من خصوصية اكتشاف مرض تروية القلب (CAD) في مجموعة المرضى بأكملها من  $51\%$  إلى  $88\%$  ( $p \leq 0.0001$ )، مع انخفاض الحساسية من  $96\%$  إلى  $86\%$  ( $p = 0.002$ )، لوحظت الخصوصية المحسنة أيضاً في المجموعات الفرعية من المرضى الذكور والإناث والمجموعات الفرعية من المرضى الذين يعانون من السمنة المفرطة والوزن العادي. زادت الدقة في مجموعة المرضى من  $77\%$  إلى  $87\%$  ( $p = 0.01$ ) و كان لصور (CT-AC) حساسية أقل بكثير للكشف عن مرض الشريان التاجي الأيمن مقارنة بـ (NAC) من  $79\%$  إلى  $91\%$  ( $p = 0.02$ )، غير أنه لم يكن هناك فرق كبير في الحساسية والخصوصية في رهان الشريان الأمامي النازل الأيسر (LAD) والشريان المحيط الأيسر (LCX).

**الخلاصة:** في دراستنا، قام التصوير المقطعي المحوسب (CT-AC) مقارنة بـ (NAC) بتحسين الخصوصية بشكل كبير ولكنه قلل من الحساسية، على الرغم من ذلك أدى إلى تحسين الدقة التشخيصية الإجمالية للإختبار التصوير المقطعي المحوسب أحادي الفوتون لتروية عضلة القلب SPECT Tc-99m sestamibi.

**الكلمات الرئيسية:** تصوير التروية في عضلة القلب، تصحيح التوهين، التصوير المقطعي المحوسب



## I. PARTIE THÉORIQUE

## 1 Introduction

L'intérêt de l'imagerie de perfusion myocardique (SPM) par tomographie à émission monophotonique (TEMP) pour le diagnostic et la stratification des risques de la coronaropathie est bien établie, elle est aussi utile dans la surveillance, l'évaluation du traitement adéquat pour les patients atteints de cardiopathie ischémique et enfin elle joue un rôle primordial dans l'estimation du pronostic. Toutefois, l'apport clinique de (SPM) peut être diminué en raison de nombreux facteurs produisant des artefacts qui dégradent la qualité de l'image et entraînent une mauvaise interprétation des résultats (1).

L'imagerie radionucléidique du thorax entraîne une activité photonique myocardique non uniforme due à des structures intermédiaires telles que le foie, l'intestin, le sein ou le tissu adipeux, entraînant des anomalies de perfusion fixes ou réversibles, entraînant une augmentation des études faussement positives et par conséquent une diminution de précision diagnostique. Les préoccupations concernant la présence d'artefacts d'atténuation peuvent inciter le lecteur à ne pas tenir compte des anomalies de perfusion réelles en tant qu'artefact, ce qui entraîne une augmentation des études faussement négatives et réduit davantage la précision du diagnostic.

Les faux positifs conduisent-ils à des cathétérismes inutiles ? L'opinion des experts suggère qu'une incidence plus élevée des faux positifs peut mener à des tests supplémentaires injustifiés, ce qui entraîne une augmentation des coûts et de la morbidité chez les patients. En effet, plusieurs méta-analyses ont montré une spécificité diminuée de l'imagerie TEMP basée sur des tests invasifs, probablement en raison des artefacts d'atténuation (2).

Pour surmonter ces problèmes et mieux distinguer les défauts de perfusion des artefacts, la société américaine de cardiologie nucléaire et la Société américaine de médecine nucléaire ont conjointement recommandé l'utilisation de la correction d'atténuation (CA) pour les examens TEMP de myocarde (3).

Différents protocoles ont été suggérés pour réduire l'incidence de ces faux positifs comme l'intégration des paramètres du Gated-SPECT (4), acquisition en décubitus ventral (5), ou bandage des seins, ou en utilisant une source externe d'irradiation, soit une source linéaire (6) ou une tomodensitométrie (TDM) (7), (8). En outre, avec la disponibilité de gamma caméra hybride TEMP/TDM, les images TDM multicoupes à faible dose pour correction d'atténuation (CA) peuvent également être utilisées pour le score du calcium coronaire (6),

cependant, l'utilisation de TDM-AC pour la correction dans les TEMP/TDM est toujours en évaluation.

Certaines études ont suggéré que le TEMP/TDM corrigé AC améliore la fiabilité et la précision du diagnostic par rapport au TEMP/TDM non corrigé NC. **(8, 9)**.

Une autre préoccupation majeure concernant l'utilisation de TDM-AC est qu'elle pourrait surcorriger l'atténuation et causer une diminution de la sensibilité de TEMP/TDM

### 1.1 La vascularisation du cœur

Le cœur est pourvu d'une vascularisation qui lui est propre assurée par les artères coronaires (cf. Figure 1).

L'apport d'un sang hématosé et riche en nutriments est assuré par les artères coronaires droite et gauche ; qui prend naissance au niveau de l'aorte. Située dans le sillon auriculo-ventriculaire droit ; l'artère coronaire droite s'étend jusqu'à la croix du cœur et se divise en deux branches : le rameau marginal droit servant la partie droite du cœur et le rameau interventriculaire droit qui nourrit la partie postérieure des ventricules ainsi que le septum interventriculaire. L'artère coronaire droite et ces ramifications irriguent presque la totalité du cœur droit**(10)**.

L'artère coronaire gauche se dirige du côté gauche du cœur et passe en arrière de l'artère pulmonaire. Elle a une longueur de trois à quatre centimètres et son calibre est de 4,5 millimètres **(11)**. Elle donne ensuite naissance à deux artères. La première est le rameau interventriculaire antérieur qui chemine sur le sillon portant le même nom. Il nourrit la partie antérieure des ventricules ainsi qu'une partie du septum interventriculaire. La deuxième est le rameau circonflexe qui s'occupe de l'irrigation de la partie postérieure du ventricule gauche et de l'oreillette gauche.

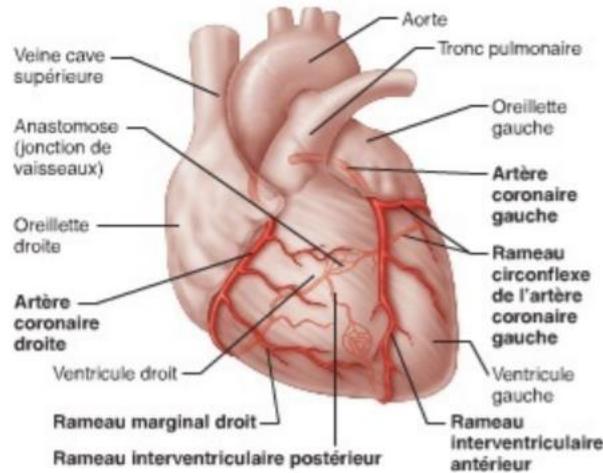


Figure 1 : Artères coronaires

D'après (10)

## 2 La cardiopathie ischémique

### 2.1 Épidémiologie de la maladie coronarienne.

Les coronaropathies représentent la première cause de mortalité dans le monde, avec plus de 7 millions de décès en 2010 (12) ; en France, c'est la première cause de mortalité chez la femme et la deuxième chez l'homme après le cancer (13). Les données les plus récentes de l'Organisation mondiale de la Santé estiment que la prévalence mondiale de l'angor est d'environ 54 millions (13), cette prévalence tend à augmenter, du fait d'une amélioration des outils diagnostiques, et d'une amélioration du pronostic des patients coronariens (14).

### 2.2 Physiopathologie de la maladie coronarienne.

Le système artériel coronaire est constitué de trois compartiments, aux différentes fonctions (Figure 2).

Le compartiment proximal est représenté par les artères coronaires épicardiques, qui cheminent à la surface du cœur. Ces artères ont une fonction capacitive et se caractérisent par moins de résistance au flux sanguin coronaire. Elles ont un diamètre d'approximativement 0,5 mm à 2-5 mm, et sont les seules visibles à la coronarographie (Figure 3).

Le compartiment intermédiaire est représenté par les pré-artérioles, qui se caractérisent par une chute de pression mesurable sur toute leur longueur. Leur diamètre est de 100 à 500  $\mu\text{m}$

environ, et leur fonction est de maintenir la pression, à l'origine des artérioles, dans un intervalle étroit, lorsque la pression de perfusion coronaire ou le débit changent.

Le compartiment distal est représenté par les artérioles intramurales, de diamètre inférieur à 100  $\mu\text{m}$ . Elles constituent le site de régulation métabolique du flux sanguin myocardique.

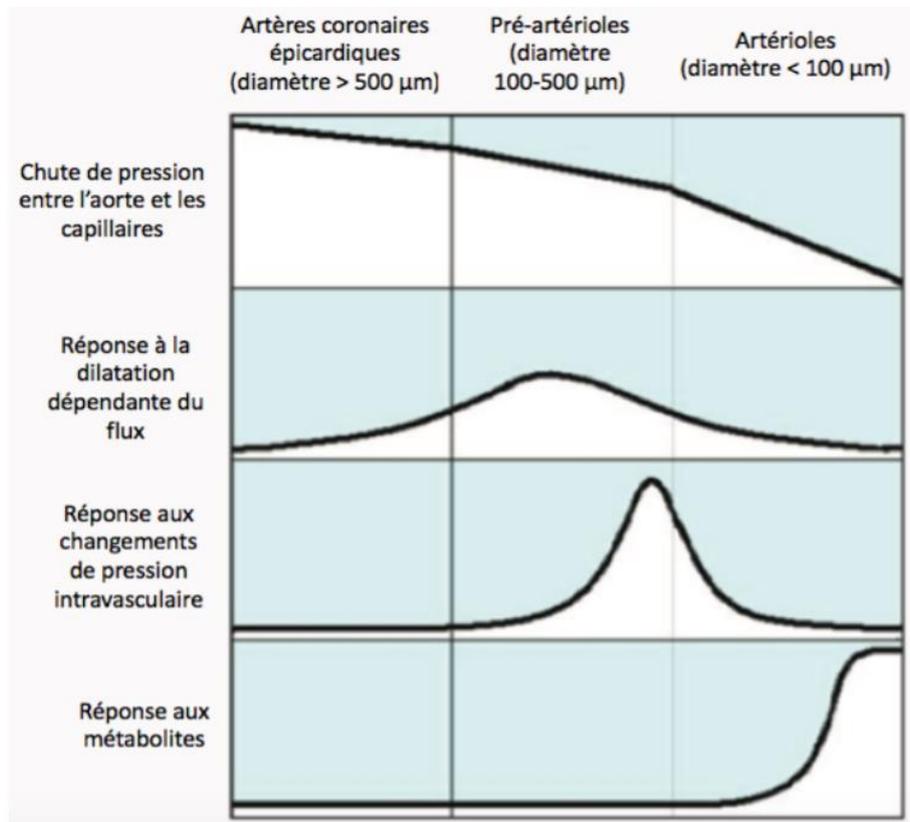


Figure 2 : Anatomie fonctionnelle du système artériel coronaire

D'après (15)

Microcirculation observée sur un cœur humain en postmortem (A), et macrocirculation observée in vivo en coronarographie (B). Cette comparaison illustre l'importance du réseau coronaire microvasculaire, non visible à la coronarographie.(16)

On distingue ainsi les maladies coronariennes de la macro circulation et de la microcirculation

L'atteinte de la macro circulation est caractérisée par la présence de plaques d'athérome dans les artères coronaires épigardiques, qui sont responsables d'une sténose. La sténose coronaire a un impact progressif sur le flux sanguin coronaire, avec des conséquences fonctionnelles décrites par la « cascade ischémique » figure 4 (17). Elle évolue de manière progressive, d'abord par des modifications de la perfusion myocardique, puis par un dysfonctionnement

myocardique diastolique et systolique, par des modifications de l'électrocardiogramme (ECG), puis, plus tardivement, par un angor.

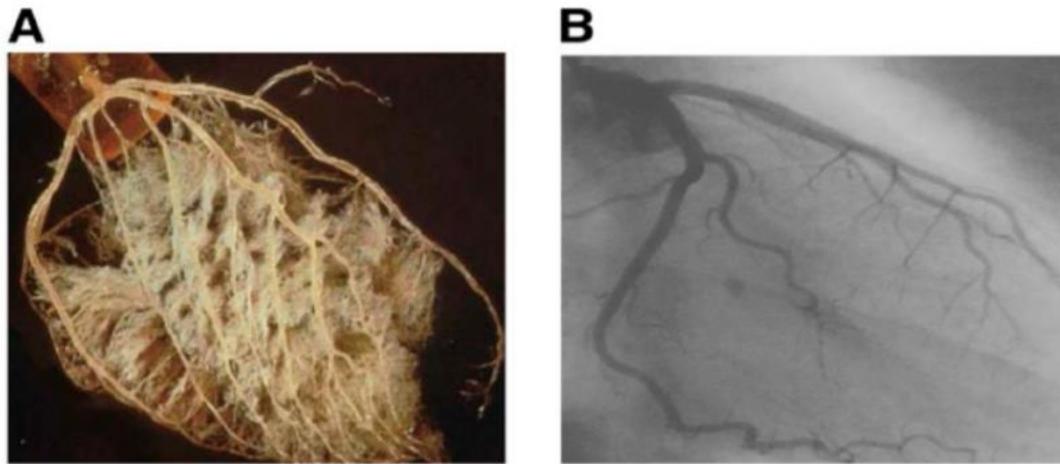


Figure 3 : Distribution de la circulation coronaire

D'après (16)

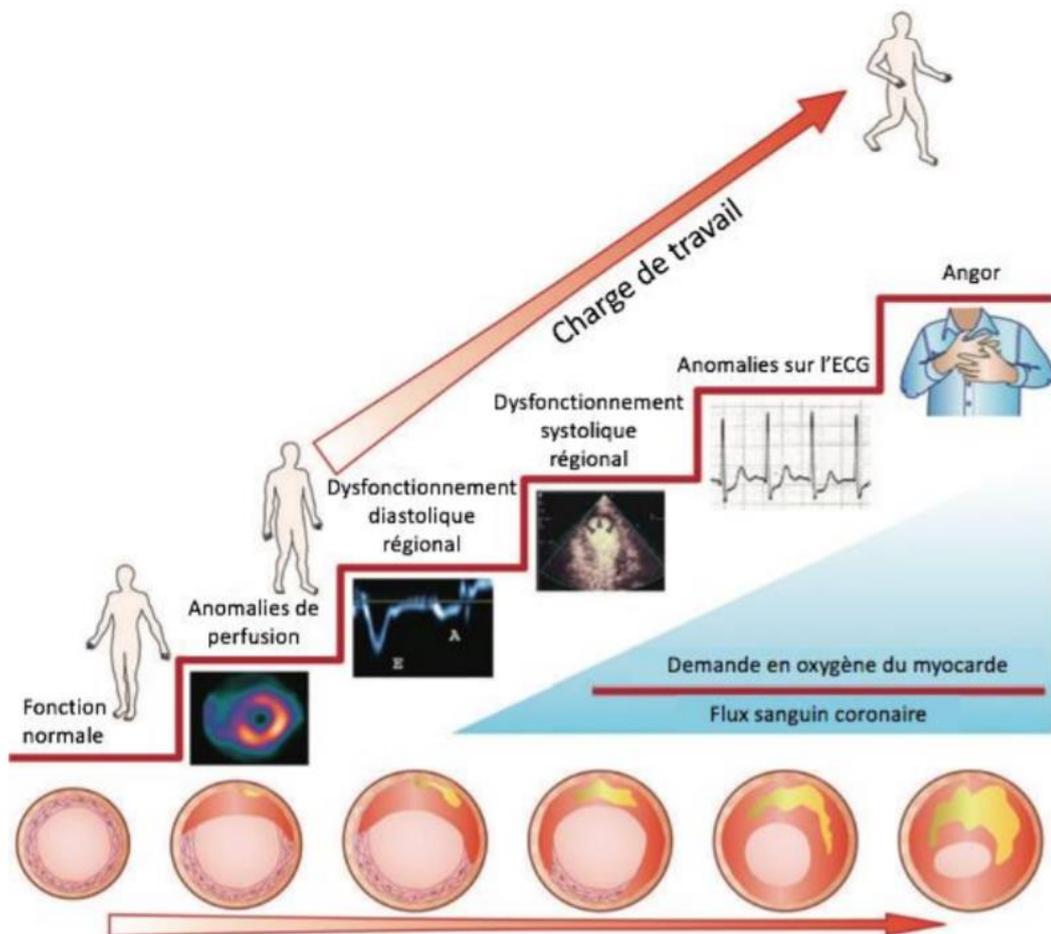


Figure 4 : La « cascade ischemique »

D'après((17)

Par contre l'atteinte de la microcirculation se manifeste plus précocement. Elle apparaît à un stade préclinique, et peut exister chez des patients présentant une coronarographie normale. Il ya plusieurs mécanismes d'apparition de ce dysfonctionnement microvasculaire coronaire (Tableau I), variables selon les contextes cliniques, et qui peuvent coexister.

Tableau 1 : Mécanismes physiopathologiques d'apparition de dysfonctionnement de la microcirculation coronaire

Causes structurales	
Obstruction luminale	• Micro-embolisation de matériel thrombotique dans les suites de la recanalisation de la coronaire responsable d'un infarctus
Infiltration des parois vasculaires	• Cardiopathies infiltratives
Remodelage vasculaire	• Cardiomyopathies hypertrophiques • Hypertension artérielle
Raréfaction vasculaire	• Sténose aortique • Hypertension artérielle
Fibrose périvasculaire	• Sténose aortique • Hypertension artérielle
Causes fonctionnelles	
Dysfonctionnement endothélial	• Tabagisme • Dyslipidémie • Diabète
Dysfonctionnement des cellules musculaires lisses	• Cardiomyopathies hypertrophiques • Hypertension artérielle
Dysrégulation vasomotrice sur stimulation alpha adrénergique	• Revascularisation coronaire
Causes extravasculaires	
Compression extramurale	• Sténose aortique • Cardiomyopathies hypertrophiques • Hypertension artérielle

d'après (15)

## 2.3 Estimation du risque cardiovasculaire et de la probabilité de maladie coronaire

Selon les dernières recommandations 2019 de la Société européenne de cardiologie(18) l'estimation de la probabilité de coronaropathie est la première étape principale dans le diagnostic étiologique d'une douleur thoracique ou d'une dyspnée suspecte d'une origine coronaire, avant de discuter l'indication d'un coroscaner ou d'un test d'ischémie (échocardiographie, IRM cardiaque couplée à une épreuve de stress ou scintigraphie myocardique)

Cette estimation est avant toute clinique, basée essentiellement sur un interrogatoire minutieux sur les antécédents du patient, notamment ses facteurs de risque, les comorbidités, les spécificités de la douleur thoracique et la présence d'une dyspnée. L'examen clinique permet d'écartier d'éventuels diagnostics différentiels et de rechercher un angor fonctionnel (anémie, hyperthyroïdie, HTA sévère avec hypertrophie ventriculaire gauche, trouble du rythme, valvulopathies surtout un rétrécissement aortique et cardiomyopathie hypertrophique). Un ECG de repos avec une échocardiographie complète le bilan initial. Cette étape vise à rechercher d'éventuels signes d'instabilités cliniques évoquant alors un syndrome coronarien aigu ou un angor instable :

- douleur thoracique survenant au repos et de durée prolongée >20 minutes ;
- aggravation rapide d'un angor d'effort (angor crescendo) ;
- angor d'apparition récente (< 2 mois) classe II ou III (classification de la Société canadienne de cardiologie).(19)

En cas de suspicion d'instabilité faisant suspecter un syndrome coronarien aigu, il faut procéder au dosage des troponines ultrasensibles.

La performance des tests diagnostiques dans la maladie coronaire dépend de la prévalence de la maladie estimée en pratique clinique par la probabilité de maladie coronaire. Un modèle simple, validé dans la littérature par Diamond et Forrester(20) permet, en prenant en compte l'âge du patient, son sexe et le caractère typique ou atypique de la douleur angineuse, d'estimer cette probabilité. Le calcul de la probabilité de maladie coronaire prend en compte le caractère typique ou atypique de la douleur angineuse :

La douleur angineuse typique est définie par 3 critères :

- 1) la présence d'une douleur thoracique évocatrice d'une douleur angineuse ;

- 2) déclenchée par l'effort ou le stress émotionnel ;
- 3) calmée rapidement à l'arrêt de l'effort ou après prise d'un dérivé nitré habituellement par voie sublinguale.
  - la douleur angineuse est qualifiée d'atypique lorsque seuls 2 critères sont présents, le critère manquant le plus souvent est la douleur thoracique déclenchée par l'effort.
  - En présence d'un seul critère, la douleur est qualifiée de non angineuse.

Cette méthode dans sa version actualisée en 2013 permet une estimation plus précise de la probabilité de maladie coronaire, en prenant en compte les patients âgés **(21-23)**. Cependant, les études de cohortes publiées depuis 2015 montrent que la prévalence de la maladie coronaire est beaucoup plus faible que dans les études prises en compte initialement **(24-30)** c'est pourquoi la Société européenne de cardiologie recommande en 2019 l'utilisation d'un nouveau tableau de calcul des probabilités prétest de coronaropathies évitant une surestimation de la probabilité de maladie coronaire**(31)**

Tableau 2 : Probabilité prétest (PPT) de maladie coronaire en fonction de l'âge, du sexe et de la nature des symptômes

Âge (ans)	Douleur thoracique typique		Douleur thoracique atypique		Douleur thoracique non angineuse		Dyspnée	
	Hommes	Femmes	Homme	Femme	Homme	Femme	Homme	Femme
30-39	3	5	4	3	1	1	0	3
40-49	22	10	10	6	3	2	12	3
50-59	32	13	17	6	11	3	20	9
60-69	44	16	26	11	22	6	27	14
≥ 70	52	27	34	19	24	10	32	12

Les cases colorées en vert foncé indiquent les groupes pour lesquels les tests diagnostiques d'imagerie non invasive sont les plus pertinents (PPT > 15 %). Les cases en vert clair indiquent les groupes ayant une PPT entre 5 et 15 % chez qui les tests diagnostiques d'imagerie non invasive sont à considérer après avoir évalué la probabilité clinique globale. Chez les patients présentant une PPT < 5 %, aucun test d'imagerie n'est nécessaire en dehors de l'échocardiographie de repos. *Knuuti J, Wijns W, Saraste A, Capodanno D, Barbato E, Funck-Brentano C, et al. 2019 ESC Guidelines for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes. The Task Force for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes of the European Society of Cardiology (ESC). Eur Heart J. 2020; 41 (3) : 407-77.*

D'après **(32)**

Ce tableau intègre également les patients présentant une dyspnée isolée ou comme symptôme prédominant.

- Cette évaluation de la probabilité prétest de coronaropathie permet d'optimiser la stratégie diagnostique en limitant le recours aux tests d'imagerie non invasive aux patients ayant une probabilité de maladie coronaire suffisante  $>15\%$  (tableau 2) l'accès à la coronarographie en première intention est discuté chez les patients ayant une probabilité élevée de maladie coronaire en présence d'un angor réfractaire au traitement médical ou d'une dysfonction ventriculaire gauche.
- Pour les patients dont la probabilité de maladie coronaire est située entre 5 et 15 %, les tests diagnostiques d'imagerie non invasive sont à considérer après avoir évalué la probabilité clinique globale, en se basant sur la présence d'éléments cliniques qui augmentent la probabilité prétest de coronaropathie (**23, 24, 33**) et limitant de ce fait les nombreux examens faussement positifs : présence de facteurs de risque cardiovasculaire, présence d'anomalies sur l'ECG de repos, épreuve d'effort positive ou calcifications coronaires au scanner ou anomalies structurelles en échocardiographie. L'absence de calcifications coronaires (score calcique = 0) est associée à une faible prévalence de sténose coronaire significative et à un faible taux de décès ou d'infarctus du myocarde (**33, 34**). Chez les patients ayant une probabilité de maladie coronaire  $\leq 5\%$ , aucun test d'imagerie n'est nécessaire en dehors de l'échocardiographie de repos, qui permet de rechercher un éventuel diagnostic différentiel.

## 2.4 Stratification clinique du risque cardiovasculaire

Le risque cardiovasculaire représente la probabilité de survenue d'un événement majeur (décès d'origine cardiovasculaire, infarctus du myocarde, accident vasculaire cérébral... etc.) chez une personne, sur une période donnée.(**35**)

L'âge, le sexe, le tabagisme, le diabète, l'HTA, la dyslipidémie, l'obésité, et encore l'hérédité coronarienne, constituent des FDRCV. Ils peuvent s'associer à des facteurs comportementaux comme la sédentarité, une alimentation déséquilibrée, la prise d'alcool ou le stress.

En France, la Haute Autorité de Santé (HAS)(**36**) (recommande d'évaluer le RCV en prévention primaire à l'aide de la table SCORE [Systematic Coronary Risk Estimation], adaptée des [European Society of Cardiology] de 2016 (**37**), qui évalue le risque de mortalité à 10 ans en fonction du sexe, de l'âge, du statut tabagique, de la pression artérielle systolique et des concentrations de cholestérol total, avec des coefficients pondérés.

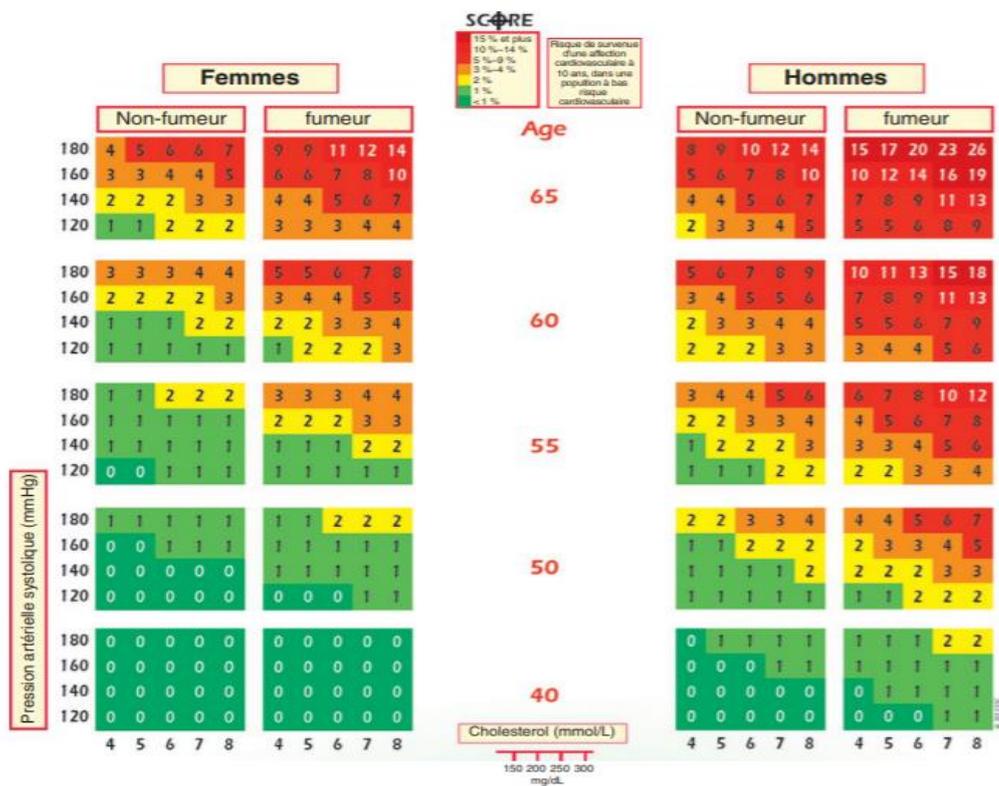


Figure 5 : Estimation du risque de décès cardiovasculaire par table score

Table SCORE (Systematic COronary Risk Evaluation) : risque de décès cardiovasculaire en 10 ans (table pour les régions d'Europe dite à « faible risque », dont la France).(37)

Tableau 3 : Niveaux de risque cardiovasculaire global (2016 ESC)

<b>Risque très élevé</b>	Maladie cardiovasculaire documentée, clinique* ou non équivoque à l'imagerie**
	Diabète avec un facteur de risque majeur (tabagisme, hypercholestérolémie élevée, hypertension sévère) ou une atteinte d'organe cible (comme une protéinurie)
	Insuffisance rénale chronique sévère (DFG < 30 mL/min/1,73 m <sup>2</sup> )
	SCORE ≥ 10 %
<b>Risque élevé</b>	Patients avec une élévation marquée d'un seul facteur de risque, notamment PA ≥ 180/110 mm Hg ou LDL-C > 8 mmol/L (3,1 g/L) (dans le cadre d'une hypercholestérolémie familiale, par exemple)
	La plupart des autres patients diabétiques***
	Insuffisance rénale chronique modérée (DFG = 30–59 mL/min/1,73 m <sup>2</sup> )
	5 % ≤ SCORE < 10 %
<b>Risque modéré</b>	1 % ≤ SCORE < 5 %
<b>Risque faible</b>	SCORE < 1 %

D'après (36)

## 2.5 Bilan diagnostique

### 2.5.1 Anamnèse et examen clinique

Il permet la recherche de facteurs de risque cardiovasculaire : les dyslipidémies, l'hypertension artérielle, le diabète, le tabac, le surpoids et la sédentarité qui sont considérés comme des facteurs aggravants **(35)** ; l'interrogatoire du patient concernant le type de douleur thoracique et sa circonstance de survenue (effort ou repos) et sa disparition ou non par la trinitrine en sublingual. L'examen physique est souvent pauvre, mais doit rechercher d'autres localisations d'athérosclérose et d'éventuels signes d'insuffisance ventriculaire gauche, de mauvais pronostic **(36)**

### 2.5.2 Électrocardiogramme

L'ECG de repos est généralement normal sauf en cas du syndrome coronarien aigu. Il ne permet en aucun cas d'éliminer le diagnostic d'ischémie myocardique.

### 2.5.3 Épreuve d'effort

L'épreuve d'effort est réalisée en première intention pour le diagnostic de l'ischémie myocardique, chez les patients coronariens avérés ou non. Ce test est réalisé sur bicyclette ergométrique ou sur tapis roulant. Sa sensibilité est estimée aux alentours de 75 %, mais sa spécificité reste médiocre, notamment chez la femme **(38)**

### 2.5.4 Echocardiographie de stress

Non invasive, non irradiante, facilement accessible, elle permet une analyse précise de la morphologie et de la fonction cardiaques. L'association à une épreuve de stress (pharmacologique le plus souvent par dobutamine) permet d'étudier la viabilité myocardique. Ces performances diagnostiques se comparent favorablement à celle de la médecine nucléaire **(39)**. La principale limite de l'échocardiographie est l'échogénicité, variable d'un patient à l'autre.



Figure 6 Matériels d'échocardiographie d'effort

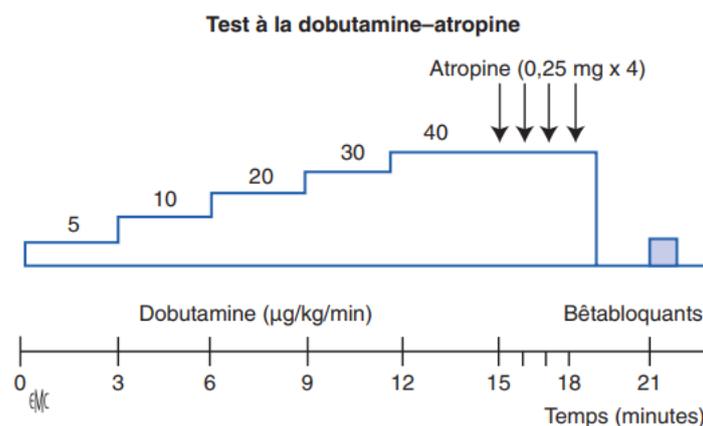


Figure 7 : Protocole de déroulement d'une échocardiographie de stress

D'après (40)

Une épreuve de stress négative est en faveur d'un faible taux d'événement cardiovasculaire à cinq ans(41), avec une mortalité cardiovasculaire alors similaire à celle de la population générale, inférieure à 1 % par an (0,4 à 0,9 %)(42). Des effets secondaires mineurs, mais invalidants occasionnent un arrêt précoce du protocole de stress dans moins de 10 % des épreuves sous dobutamine(43, 44) les effets secondaires majeurs sont quant à eux très rares, mais graves avec notamment les arythmies (supraventriculaires et ventriculaires), le syndrome coronarien aigu et l'asystolie. Le stress physique est mieux toléré avec seulement un événement majeur pour 6574 patients contre un événement pour 557 patients sous dobutamine(45).

### 2.5.5 IRM

L'IRM cardiaque est un examen non invasif et non irradiant, comportant des acquisitions répétées, au cours d'apnées brèves, synchronisées à l'ECG. Sa résolution spatiale est plus faible par rapport au scanner, limitant ainsi l'exploration du réseau coronaire distal. Malgré l'existence de nouveaux matériaux composant les stents, ils génèrent des artéfacts rendant difficile l'interprétation des images(46). Par ailleurs, la technique de ciné-IRM permet une étude anatomique et fonctionnelle cardiaque qui fait référence pour la détermination des volumes, de la masse et de la fonction ventriculaire. L'IRM après injection de gadolinium est une technique parfaite pour évaluer la viabilité myocardique, en précisant l'étendue de la nécrose myocardique. (47, 48). Concernant l'angiographie coronaire, le Coroscanner est actuellement plus performant. L'angio-IRM a tout de même une bonne valeur prédictive négative, et pourrait être proposée chez les patients à risque faible ou modéré de maladie coronaire, mais n'a pas d'indication pour la quantification des sténoses chez les patients à risque élevé, en raison d'un taux élevé des faux négatifs(48)

### 2.5.6 Coroscanner

Les progrès technologiques des imageurs et l'amélioration des outils informatiques de post-traitement permettent aujourd'hui au coroscanner d'être la modalité d'analyse morphologique la plus performante. Ces évolutions ont permis de considérer le coroscanner comme une alternative moins invasive que la coronarographie, dans certaines indications. Toutes les études s'accordent sur l'excellente valeur prédictive négative de cet examen, permettant d'exclure une coronaropathie chez les patients à faible risque(18). On distingue deux types d'examens synchronisés à l'électrocardiogramme et destinés à l'évaluation des coronaires :

- le score calcique : il s'agit d'un scanner non injecté (figure14), acquis avec des paramètres standardisés. Il évalue de manière quantitative les calcifications coronariennes, après segmentation semi-automatique, par le calcul du score d'Agatston ;
- le coroscanner : il s'agit d'un examen injecté au temps artériel aortique, avec synchronisation électrocardiographique prospective ou rétrospective. Il explore l'anatomie des artères coronaires à la recherche d'une sténose (Fig. 15), d'une oblitération, d'une anomalie congénitale de trajet ou d'une anomalie de calibre (anévrisme, fistule). L'intérêt majeur du coroscanner(49-52) est son excellente valeur prédictive négative à 96–98 %, qui permet d'exclure la maladie coronaire en

cas d'examen négatif (53, 54). Il permet aussi l'étude de la composition des plaques d'athérosclérose (55), toutefois, ses performances diagnostiques en matière de quantification des lésions sont inférieures à celles de la coronarographie avec une tendance à la surestimation du degré de sténose (56) de plus, des faux positifs ou faux négatifs peuvent s'observer en présence de calcifications majeures ou d'artefacts de mouvement (57).

Selon l'étude de Raff et al (58), les sensibilités, spécificité, valeur prédictive positive (VPP) et valeur prédictive négative (VPN) du coroscaner réalisé sur un scanner 64 détecteurs, pour identifier les sténoses significatives en coronarographie, sont par patient de 95 %, 90 %, 93 % et 93 % par artère coronaire, de 91 %, 92 %, 80 % et 97 % ; et enfin par segment coronaire de 86 %, 95 %, 66 % et 98 %. En revanche, l'exactitude du coroscaner chez les patients à haut risque, chute en particulier en raison de l'importance des plaques calcifiées, dont l'interprétation est difficile

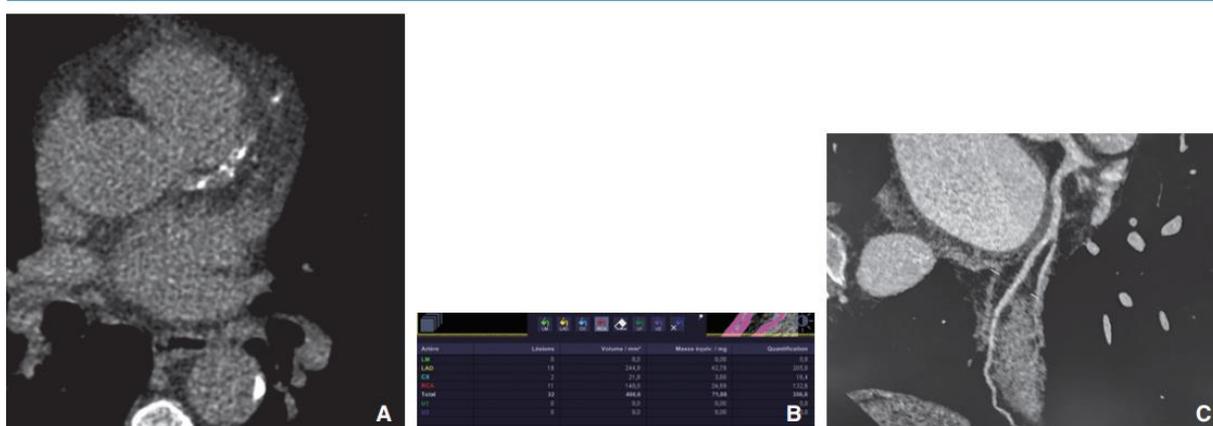


Figure 8 : A, B. Score calcique sans injection. Coroscaner. Reconstruction centrée sur l'interventriculaire antérieure et la diagonale.

D'après (40)

La figure (8) montre des images faites par le coroscaner avec le score calcique sans injection qui apparaissent indemnes de lésions coronaires significatives

La qualité de l'examen repose essentiellement sur trois critères :

- une fréquence cardiaque abaissée afin d'optimiser la synchronisation à l'ECG. La majorité des auteurs recommandent un seuil à 60 bpm. Le rythme cardiaque peut être ralenti par des bêtabloquants, en l'absence de contre-indications (asthme ou bronchopneumopathie chronique obstructive, hypotension sévère, bloc auriculo-ventriculaire) ;

- une apnée de dix secondes avec immobilité du patient ;
- une voie veineuse périphérique de « gros calibre », au minimum, afin de réussir l'injection de produit de contraste à grande vitesse.

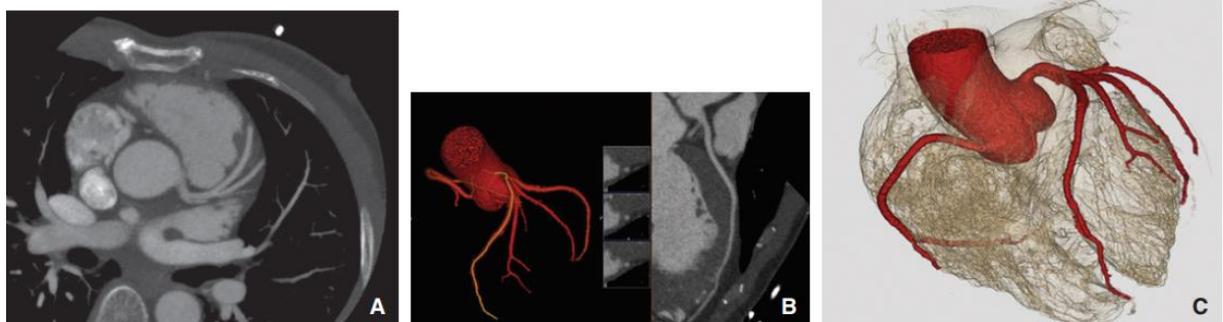


Figure 9 : Coroscanner des artères coronaires d'anatomie modale

D'après (40)

Patient de 49 ans avec douleurs thoraciques atypiques, de sédation spontanée, mais survenue à l'effort. Troponine hypersensible non strictement négative. Le coroscanner (maximum intensity projection [MIP] fin [A], multiplanar reconstruction [MPR] curviligne sur l'interventriculaire antérieure [B] et reconstruction volume rendering [VR] [C]) réalisé en semi-urgence met en évidence des artères coronaires d'anatomie modale, aux parois lisses et régulières, sans athérome ni sténose. L'examen est classé Coronary Artery Disease-Reporting and Data System (CAD-RADS 0) et permet d'éliminer une cause coronarienne à ces douleurs thoraciques.(40)

### 2.5.7 Coronarographie

La coronarographie est l'examen de référence dans la maladie coronaire, permettant de mettre en évidence le nombre, la topographie et la sévérité des sténoses coronaires, on parle de sténose pour une réduction de calibre de la lumière coronaire de plus de 50 % ; la sténose est dite serrée au-delà de 70 %. (59, 60)

#### a) Technique

Technique d'imagerie invasive et irradiante, d'évaluation anatomique et fonctionnelle, appelée également angiographie coronaire. La coronarographie est considérée comme le « gold standard » d'évaluation du réseau coronarien, du fait de sa résolution spatiale et aussi par l'analyse au sein de la lumière de l'anatomie « fine » et des flux artériels. Après abord artériel (le plus souvent radial, sinon fémoral), sous anesthésie locale, le cathétérisme, par voie rétrograde selon Seldinger, s'effectue sous contrôle par scopie temps réel. Les artères

coronaires sont visualisées après rehaussement par injection intravasculaire d'un produit de contraste iodé, permettant de visualiser la lumière des vaisseaux (figure10, 11). Après être réalisé, elle est tout de suite analysée par le cardiologue interventionnel qui fait le bilan des lésions (sténose, occlusion) et prend la décision de revascularisation ou non du patient. Si l'indication de pose d'un stent est retenue, le médecin réalise l'angioplastie dans le même temps d'examen. Les complications (61) les plus fréquentes de cet examen sont liées en premier lieu à la voie d'abord (hématome, pseudoanévrisme, fistule artérioveineuse) et plus rarement à un accident à distance (dissection coronaire ou aortique, hémopéricarde, embolie distale, néphropathie induite aux produits de contraste).



Figure 10 : Coronarographie. Réseau coronarien gauche.

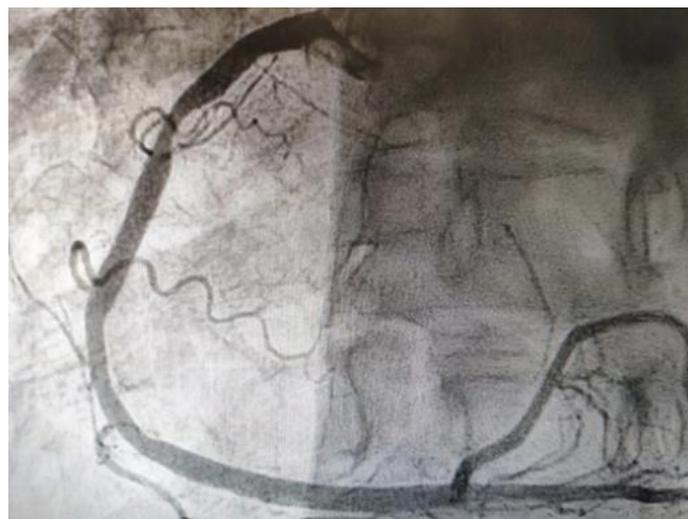


Figure 11 : Coronarographie. Coronaire droite

Il est important de préciser l'aspect angiographique de la sténose, qui constitue en effet un des éléments prédictifs du risque d'une éventuelle angioplastie. Il convient également d'apprécier la qualité du lit d'aval de l'artère en termes de calibre, d'infiltration athéromateuse et de territoire irrigué, afin de pouvoir juger de l'intérêt ainsi que de l'accessibilité à une éventuelle revascularisation

Par convention, l'angulation indique la position de l'amplificateur et non pas celle de l'émetteur de rayon.  
**OAD** : oblique antérieure droite  
**OAG** : oblique antérieure gauche  
**Crâniale** : inclinaison vers la tête  
**Caudale** : inclinaison vers la queue

**IVA** : interventriculaire antérieure. **S** : septale. **DG** : diagonale  
**Cx** : circonflexe. **MG** : marginale  
**CD** : coronaire droite. **IVP** : interventriculaire postérieure.  
**RVP** : rétroventriculaire

CORONAIRE GAUCHE			
INCIDENCE	ASPECT ANGIOGRAPHIQUE	SEGMENT DÉGAGÉ	EXEMPLE
OAD CRÂNIALE			
FACE			
PROFIL			
CORONAIRE DROITE			
INCIDENCE	ASPECT ANGIOGRAPHIQUE	SEGMENT DÉGAGÉ	EXEMPLE
PROFIL			
OAG			
FACE CRÂNIALE			
FACE CAUDALE araignée			
FACE CAUDALE			

Figure 12 : Les incidences en coronarographie

(d'après Williams(60)).

Pour définir la sévérité de la sténose, il convient de la visualiser dans deux incidences orthogonales.

### b) Indications de la coronarographie

Dans le cadre des syndromes coronariens aigus

La coronarographie est indiquée dans l'ensemble des syndromes coronariens aigus :

- **STEMI** : en urgence, dans les six heures après l'apparition des symptômes, afin de réaliser la revascularisation la plus rapide possible du tissu myocardique ischémié afin de minimiser la taille de l'infarctus et en prévenir les complications (62) le

cardiologue interventionnel réalise la coronarographie et l'angioplastie avec pose de stent actif de la lésion « coupable ».

- **NSTEMI** : en semi-urgence, le patient est revascularisé dans les 2 heures à 72 heures, selon son niveau de risque. Selon les résultats de la coronarographie, soit l'indication de revascularisation de l'artère coupable est retenue par angioplastie avec pose de stent dans la même procédure ou par pontages aortocoronariens dans les 72 heures, ou l'indication de revascularisation n'est pas indiquée et la poursuite du traitement médical seul est indiquée.

#### **En dehors des syndromes coronariens aigus :**

**Patient avec angor chronique** : En hospitalisation de jour ou sur 24 heures, le patient est programmé pour une coronarographie diagnostique selon les indications suivantes :

- douleur thoracique à forte probabilité d'être de l'angor (probabilité > 85 %) ;
- ischémie étendue prouvée par un examen d'imagerie fonctionnelle non invasif (32) :
  - 10 % de myocarde par scintigraphie myocardique ;
  - $\geq 3$  à 16 segments hypokinétiques ou akinétiques par échographie cardiaque de stress ;
  - $\geq 2$  à 16 segments avec hypoperfusion de premier passage par IRM cardiaque de stress du ventricule gauche, diagnostiquée par un examen d'imagerie préalable (IRM de perfusion, scintigraphie myocardique ou échocardiographie de stress).

Une fois l'indication de coronarographie retenue, selon les résultats de l'angiographie, trois éventualités sont possibles :

- la revascularisation par stent ;
- la revascularisation par pontage aortocoronariens ;
- le traitement médical.

Cette prise de décision peut être renforcée par la réalisation de la technique FFR.

#### **Autres indications**

- **Avant chirurgie cardiaque** :

L'évaluation des coronaires est obligatoire avant une chirurgie cardiaque afin d'estimer le risque opératoire, la coronarographie est alors utilisée à visée diagnostique uniquement.

- **Insuffisance cardiaque** :

La première cause d'insuffisance cardiaque reste la cardiopathie ischémique. Le coroscanner tend à remplacer la coronarographie à visé diagnostic.

La ventriculographie gauche réalisée au décours a pour objectif l'étude de la contractilité globale et de la cinétique segmentaire des parois. La coronarographie est une technique invasive qui ne donne que des informations « liminales » (pas d'informations sur la paroi artérielle hormis les calcifications). Idéalement, elle devrait être indiquée pour confirmer une atteinte coronarienne fortement suspectée et la traiter par angioplastie dans le même temps **(63)**

#### 2.5.8 Techniques isotopiques :

Représentées essentiellement par la scintigraphie TEMP et tomographie par émission de positons (TEP). La scintigraphie myocardique est un examen d'imagerie fonctionnelle, le plus souvent couplée à l'effort, elle est indiquée dans le diagnostic, la stratification du risque, l'évaluation thérapeutique et le suivi des cardiopathies ischémiques, mais aussi pour la recherche d'une viabilité myocardique résiduelle après un IDM. L'intérêt de l'exploration fonctionnelle est basé sur le fait qu'en dehors de l'urgence (coronaropathie connue, syndrome coronarien aigu), le risque de survenue des événements cardiovasculaires dépend essentiellement du retentissement fonctionnel des sténoses coronaires, autrement dit l'existence ou non d'une ischémie myocardique et de son étendue **(64-66)**, coupler un examen d'imagerie à une épreuve d'effort permet d'augmenter considérablement les performances diagnostiques de l'examen**(67)**.

Deux techniques isotopiques existent, la tomographie par émission monophotonique (TEMP) et la tomographie par émission de positons TEP **(68)**.

##### 2.5.8.1 La TEMP ou single-photon emission computed tomography (SPECT) :

- a. **Gamma caméra conventionnelle** : va permettre de réaliser une imagerie de perfusion en étudiant la fixation myocardique de radiotraceurs de perfusion : soit le thallium 201 (Tl 201), soit des molécules spécifiques marquées au technétium 99m (sestamibi ou tétrofosmine marqués au technétium 99m (fig 13). Le protocole comporte deux temps d'examen, au stress (après effort physique ou après test pharmacologique à l'adénosine ou au dipyridamole ou au régadénoson**(69)**) et au repos. Schématiquement, le tissu myocardique nécrosé ne fixe ni à l'effort ni au repos, alors que le myocarde ischémique ne fixe pas à l'effort, mais fixe au repos (fig 14)

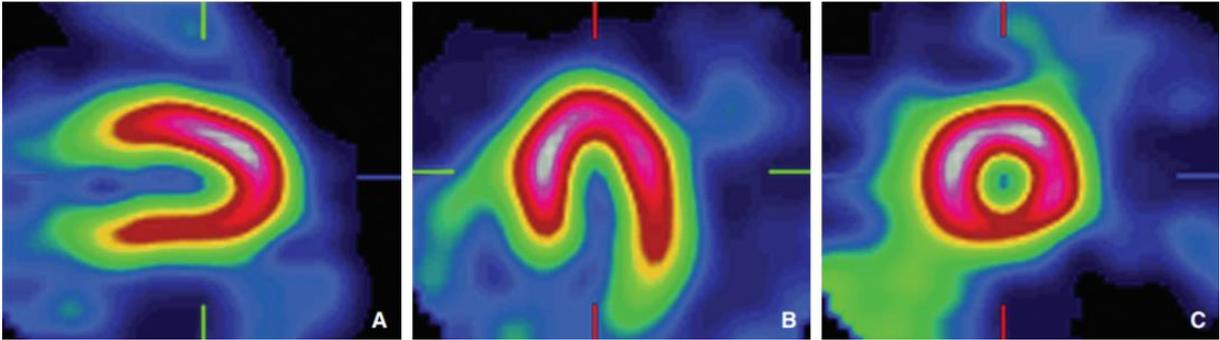


Figure 13 : Scintigraphie d'effort normale avec sestamibi

D'après (40)

A. Grand axe vertical (image d'effort). B. Grand axe horizontal (image d'effort). C. Petit axe (image d'effort).(40)

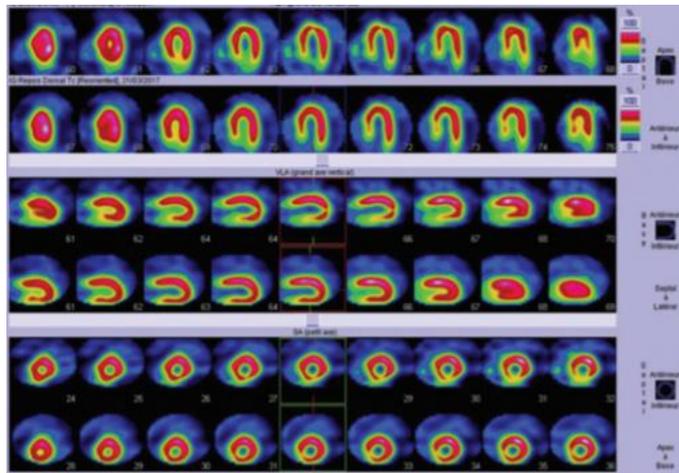


Figure 14 : Illustration d'une scintigraphie myocardique pathologique

D'après (40)

La figure (14) représente une scintigraphie myocardique chez un patient de 73 ans présentant des angors instables. Single photon emission computed tomography (SPECT) anormal montrant une hypofixation modérée de la paroi inférieure et de l'apex sur les acquisitions à l'effort avec une normalisation au repos et correspondant à une ischémie myocardique (atteinte des deux territoires : interventriculaire antérieure et coronaire droite).(40)

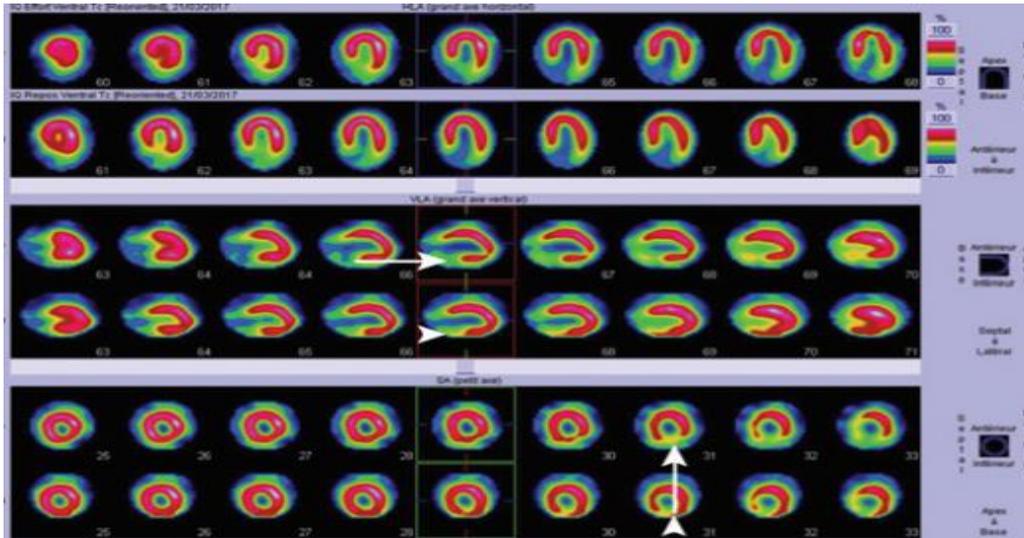


Figure 15 : Aspect scintigraphie d'un infarctus du myocarde IDM

D'après (40)

Patient de 61 ans aux antécédents d'infarctus du myocarde. Single-photon emission computed tomography (SPECT) anormal montrant une hypofixation sévère de la paroi inférieure identique sur les acquisitions au repos (tête de flèche) et à l'effort (flèche) et correspondant donc à une nécrose myocardique (40)

#### b. Gamma-caméras à semi-conducteurs :

L'innovation des détecteurs à semi-conducteurs (cadmium zinc Telluride detectors [CZT]) en 2009, avec une efficacité de détection six fois de plus élevée par rapport aux gamma-caméras conventionnelles, a permis d'améliorer la qualité des images (augmentation de la résolution spatiale, diminution des artefacts d'atténuation) tout en diminuant la dose d'irradiation et le temps d'examen. (70, 71) ainsi, une scintigraphie de dépistage peut être réalisée avec moins d'un millisievert (mSv), c'est-à-dire 2,5 fois moins que l'irradiation naturelle annuelle, et l'exploration complète d'un coronarien avec moins de 9 mSv (72).

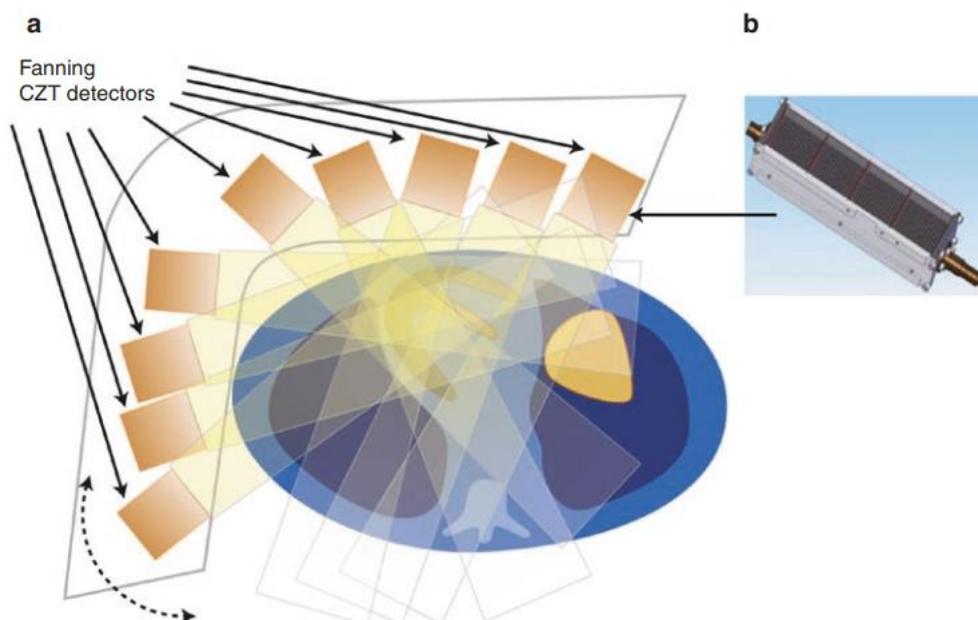


Figure 16 : Configuration du système D-SPECT®

D'après **73**

La (Figure 16) : (a) illustre la configuration de la colonne des 9 détecteurs cadmium-zinc Telluride (CZT) du système D-SPECT®, dans lequel chaque colonne du détecteur utilise un collimateur à trou parallèle en tungstène qui est étiré d'avant en arrière, contraint de façon angulaire au champ d'exploration du cœur. Il s'agit du premier système SPECT à offrir un design totalement différent (**73-76**). Ce système utilise des détecteurs à semi-conducteurs dans la forme de CZT monté sur neuf colonnes verticales et placé dans une géométrie de 90°, comme le montre cette figure. Chacun des neuf ensembles détecteurs (b) est équipé d'un collimateur à trous parallèles, carrés, en tungstène. Chaque trou carré du collimateur est de 2,46 mm sur son côté, ce qui est important par rapport aux collimateurs conventionnels, ce qui explique en partie la sensibilité de comptage accrue. Le patient est assis dans une position inclinable, semblable à une chaise de dentiste, avec le bras gauche du patient placé sur le dessus du boîtier du détecteur. L'acquisition des données est effectuée en obtenant d'abord une acquisition de repérage d'une minute pour les neuf détecteurs afin d'identifier l'emplacement du cœur, de définir les limites du mouvement d'évènement de chaque détecteur. L'acquisition diagnostique réelle est ensuite effectuée avec chaque ensemble de détecteurs dans les limites définies pour l'acquisition de repérage.



Figure 17 : Vue extérieure d'une gamma caméra dédiée CZT SPECT GE-model Discovery

**C. IQ SPECT :** (Siemens Medical Solutions) est une solution pour l'imagerie cardiaque à haute sensibilité, Il se compose d'un collimateur multifocal, une orbite cardio-centrique et une reconstruction itérative avancée, la modélisation de la physique de formation d'image avec précision. Le collimateur multifocal permet un agrandissement de la région centrale en fonction de la distance tout en évitant la troncature sur les bords, Avec la configuration spécifiée et une orbite cardio-centrique, il peut obtenir une augmentation de sensibilité quadruple pour le cœur au centre de l'orbite de balayage. Étant donné que IQ SPECT affiche des schémas de distribution caractéristiques dans le myocarde, des conditions d'acquisition et de traitement appropriées sont requises, et les bases de données normales sont pratiques pour la quantification des images de perfusion normales et anormales.

**2.5.8.2 La tomographie par émission de positons (TEP) :** va permettre de réaliser une imagerie de viabilité myocardique en utilisant un traceur du métabolisme glucidique (fluoro-désoxy-glucose [FDG]). L'hibernation myocardique se caractérise par un myocarde akinétique, hypoperfusé et anoxique, très avide de glucose en raison de la persistance d'un métabolisme anaérobie de base. Ainsi, tandis que la scintigraphie met en évidence le déficit perfusionnel, la TEP montre une fixation du glucose signant le métabolisme résiduel anaérobie et donc la viabilité (77). L'inconvénient de la TEP est de ne pouvoir être couplée qu'à un test pharmacologique, et non à un effort physique. Son avantage est de permettre une quantification du flux coronaire et de la réserve coronaire, mais cela reste encore du domaine de la recherche (78). La principale indication de la scintigraphie myocardique est la maladie coronarienne chronique, utilisée pour le diagnostic de l'ischémie myocardique (diagnostic des douleurs thoraciques, recherche d'ischémie myocardique silencieuse), l'évaluation fonctionnelle du coronarien (étendue de l'ischémie, pronostic, indication de

revascularisation) et la surveillance du coronarien traité. Les recommandations européennes de 2019 la mettent actuellement à égalité avec les autres méthodes d'imagerie fonctionnelles et le coroscanner (recommandations IB) (32). La scintigraphie myocardique, comme tout test d'ischémie en général, n'a pas de place dans le bilan d'un syndrome coronarien aigu.

### 3 Tomoscintigraphie myocardique

La tomoscintigraphie myocardique est un examen d'imagerie fonctionnelle du ventricule gauche, permettant d'étudier en trois dimensions, la répartition d'un radiotracer de la perfusion myocardique. Cet examen comporte deux volets : le premier permettant d'analyser la perfusion du myocarde et le second d'étudier la fonction du myocarde par le Gated-SPECT. Ce dernier consiste à réaliser l'examen en le synchronisant à l'ECG, permettant ainsi d'apprécier la contraction myocardique par l'analyse du mouvement et de l'épaississement des parois. L'ensemble de ces acquisitions peut, selon les indications, être réalisé au repos ou au décours d'un stress (épreuve d'effort ou test pharmacologique).

#### 3.1 Principe de fonctionnement de la gamma-camera

La technique consiste à administrer une faible activité d'éléments radioactifs, purs ou couplés à des molécules qui serviront de vecteurs spécifiques, dont les rayonnements seront détectés depuis l'extérieur à l'aide de détecteurs dédiés (cf. Figure 18) (79)

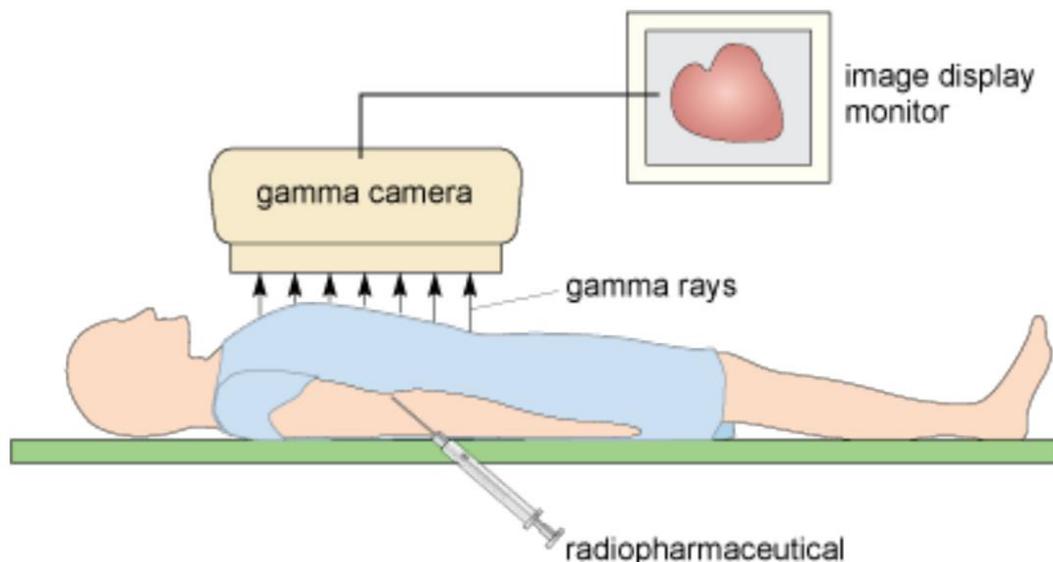


Figure 18 : principe du gamma camera

D'après (79)

### 3.1.1 Éléments de détection de la gamma -caméra :

**a – Le collimateur :** Le collimateur a pour rôle de sélectionner spatialement les photons avant qu'ils n'atteignent le détecteur. En effet, les radiotraceurs sont des sources isotropes, c'est-à-dire qu'elles émettent des rayons gamma de manière uniforme dans toutes les directions. Le collimateur permet de sélectionner les photons de certaines directions afin de préciser la localisation des sources. Le plus souvent, les caméras d'Anger sont équipées d'un collimateur dont les trous sont de forme hexagonale, parallèles entre eux et orientés orthogonalement à la surface de détection.

**b– Le détecteur :** la tomographie par émission monophotonique (TEMP) permet d'une part de transformer l'énergie du rayon gamma en un signal électrique physique quantifiable et d'autre part de localiser l'origine de l'émission du rayon gamma afin d'établir une imagerie topographique (79). Le processus de transformation du signal est faisable grâce à l'unité de base du complexe cristal scintillateur-tube photomultiplicateur. Le cristal scintillateur, généralement d'iodure de sodium dopé au thallium, permet la transformation du photon gamma en photon de lumière, via le phénomène de scintillation. Ce photon lumineux est alors détectable par le tube photomultiplicateur (cf. Figure 19). Ce dernier est utilisé pour convertir le photon lumineux issu de la scintillation en signal électronique proportionnel, grâce à une photocathode. Ces photoélectrons sont ensuite dirigés à travers une série de dynodes, en direction de l'anode, permettant ainsi d'amplifier le signal électrique et à la fin de créer une réponse sur image (79)

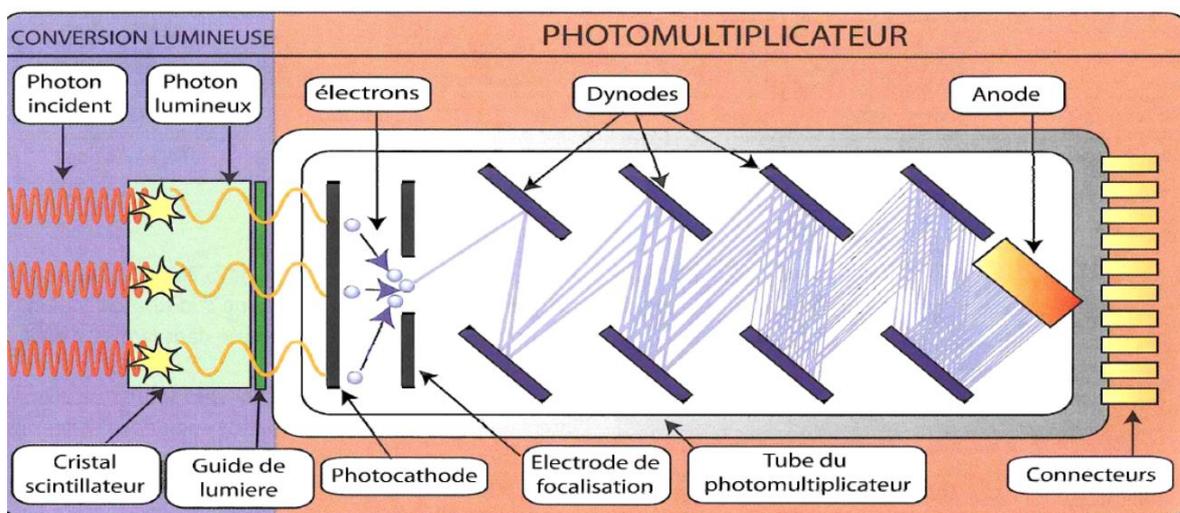


Figure 19 : Détecteur de la gamma caméra

D'après (79)

**c- La matrice d'affichage :** Les informations retenues par le spectromètre sont adressées à un tableau correspondant au découpage du champ examiné en une matrice dont chaque élément est un pixel. Les dimensions de ces matrices sont variables : 64 x 64, 128 x 128, 256 x 256, voire 512 x 512. Au début de l'acquisition, toutes les valeurs sont initialisées à 0. A chaque nouvel événement, une impulsion en x et une en y parviennent à l'ordinateur.

L'élément correspondant aux coordonnées x et y est incrémenté d'une unité. Cette opération est répétée ainsi pour chaque photon gamma incident jusqu'à la fin du temps défini pour l'acquisition (pré-temps) ou jusqu'à ce que le nombre d'impulsions soit suffisant (pré-coups). L'ensemble de ces éléments est synthétisé par la figure 20.

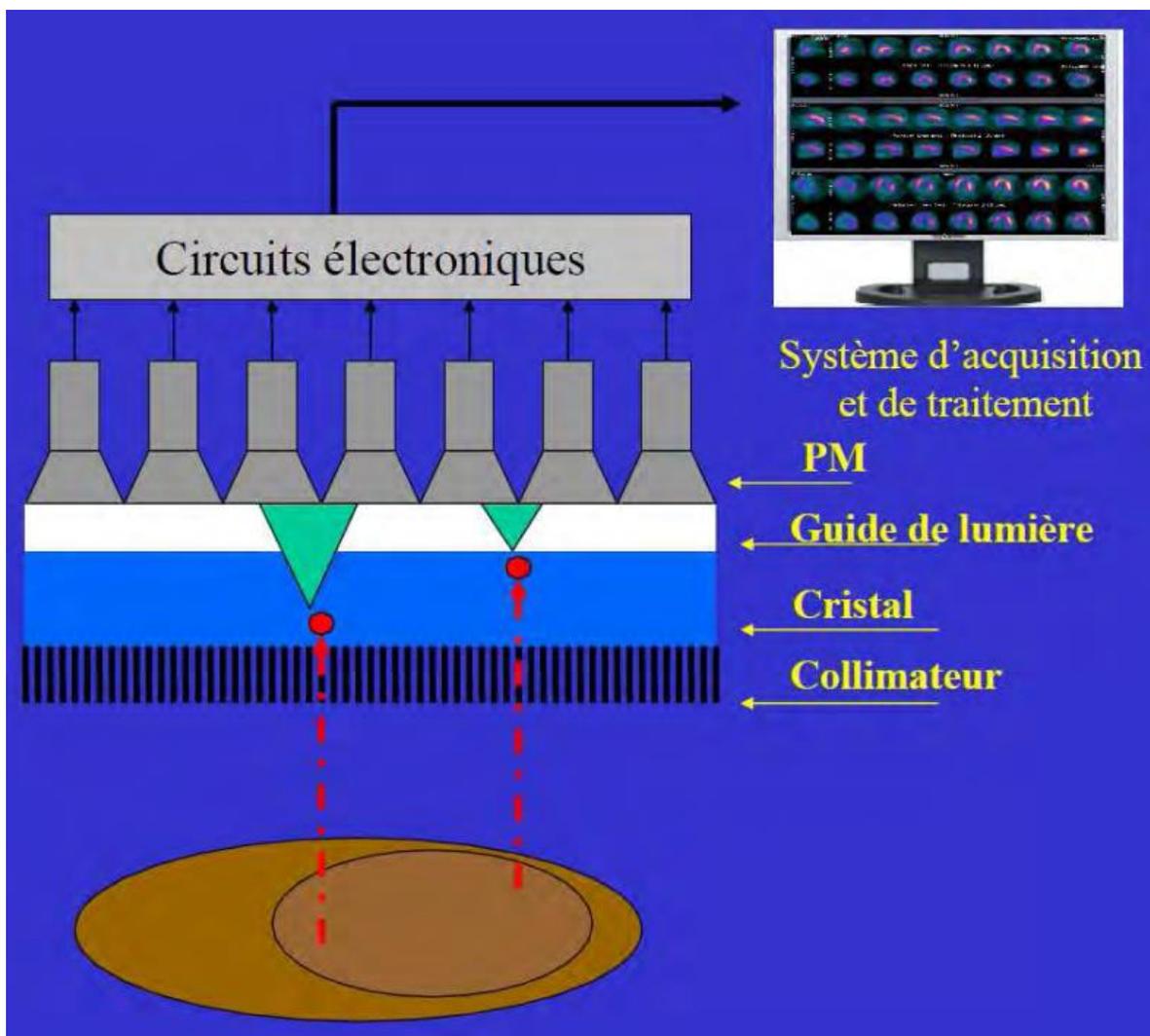


Figure 20 : Principe de fonctionnement de la gamma caméra

D'après (79)

## 3.2 Radiopharmaceutiques

On dispose actuellement de différents traceurs. On peut les regrouper en deux groupes selon la gamma caméra utilisée SPECT ou PET

### 3.2.1 Les Radiotraceurs SPECT :

Le Thallium ( $^{201}\text{Tl}$ ) et les traceurs technétisés :  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI et  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Tétrofosmine

- Le Thallium ( $^{201}\text{Tl}$ ) :

L'ion  $\text{Tl}^+$  est un cation monovalent, analogue de potassium, le  $^{201}\text{Tl}$  est un produit du cyclotron, ce qui explique son coût élevé. Le  $^{201}\text{Tl}$  décroît en  $^{201}\text{Hg}$  avec une période physique de 73 h, après émission de rayons X d'énergie entre 69 et 83 keV (88 %) et de photons ( $\gamma$ ) gamma de 135 et 167 keV (12 %) (80). Le thallium rentre dans la cellule par l'intermédiaire de Processus actifs ( $\text{Na}^+/\text{K}^+$  ATPase, cotransport  $\text{Na}^+ \text{K}^+ 2\text{Cl}^-$ ). Sa répartition initiale traduit celle du débit coronaire. Puis il se redistribue et à l'équilibre sa répartition traduit en première approximation celle du potassium intracellulaire. Étant donné que seules les cellules viables ont un potassium intracellulaire élevé, sa répartition traduit donc la viabilité cellulaire. Le  $^{201}\text{Tl}$  est donc un très bon traceur du débit et de la viabilité myocardique, sa fraction d'extraction par le myocarde est de 88%, la dose effective est de 2,3 mSv/MBq soit 25,5 mSv pour une activité injectée de 111 MBq (3mCi) (**81**).

- $^{99\text{m}}\text{Tc}$ - MIBI :

Le Methoxy-Isobutyl-Isonitril ou MIBI est un complexe cationique lipophile. Les propriétés physiques du  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (technétium métastable) sont nettement plus intéressantes que celles du  $^{201}\text{Tl}$  : le  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  décroît en  $^{99}\text{Tc}$  (technétium stable) avec une période de 6 heures en émettant un photon gamma d'énergie 140 keV. Le MIBI rentre dans la cellule en suivant le gradient du potentiel électrique. Sa répartition traduit celle du débit coronaire, mais sa redistribution est lente et incomplète quand celle du  $^{201}\text{Tl}$  est totale. C'est donc un traceur du débit, mais un traceur discutable de viabilité, sa fraction d'extraction est inférieure à celle du  $^{201}\text{Tl}$ , concernant sa dosimétrie, la dose effective est de 13,3 mSv (**81**).

- $^{99\text{m}}\text{Tc}$ - Tétrofosmine :

La Tétrofosmine, présente les mêmes propriétés que le MIBI avec en plus une facilité de préparation et une faible fixation extracardiaque. Son élimination se fait essentiellement par voie digestive, mais aussi urinaire.

- **99 m Tc- Teboroxime** : est un composé lipophile neutre, un membre de complexe d'acide boronique des complexes de technétium dioxime (BATO), Le Teboroxime diffuse rapidement sur les membranes phospholipidiques. Sa fraction d'extraction myocardique élevée >90%, plus élevée par rapport au sestamibi ou le TL201, mais il présente un Wash out myocardique rapide.
- **99 m Tc- Furifosmin** : est un cation composé de classe Schiff base, il s'élimine par voie biliaire.
- **99 m Tc- N-NOET** : est un composé de classe Nitrodo, de charge neutre et s'élimine par les reins.

Tableau 4 : caractéristiques des principaux radiotraceurs myocardiques en TEMP

Traceur	Thallium 201	MIBI	Tétrofosmine
Classe	Élément	Isonitrile	diphosphine
Charge	Cation	Cation	Cation
Redistribution	Oui	partielle	non
Marquage	Non	100°C/10min	20°C/15min
Délai d'acquisition	5min	15-60 min	15min après
Organe cible	Reins	Gros intestin	Voie biliaire
Extraction	88%	66%	32%

D'après (81)

### 3.2.2 Les Radiotraceurs PET :

Les radiopharmaceutiques émetteurs de positons sont utilisés depuis les années 1950. Parmi eux, l'eau marquée à l'oxygène-15 ( $^{15}\text{OH}_2$ ), l'ammoniac marqué à l'azote-13 ( $^{13}\text{N}$ ammoniac) et le rubidium-82 ( $^{82}\text{Rb}$ ) sont les trois radiotraceurs majoritairement employés dans l'étude de la perfusion myocardique. Alors que l' $^{15}\text{OH}_2$  et l' $^{13}\text{N}$ -ammoniac nécessitent une production par cyclotron, le  $^{82}\text{Rb}$  offre l'opportunité d'une production directement in situ, via l'élution d'un générateur de  $^{82}\text{Sr}$ . En raison de leurs caractéristiques biophysiques (Tableau 5), ces trois traceurs offrent des possibilités d'utilisation discrètement différentes. Ainsi, si l' $^{15}\text{OH}_2$  autorise la quantification du débit sanguin myocardique via une imagerie paramétrique, décrite dès 1978 par Parker et al (82) elle ne permet pas d'obtenir au sens strict la réalisation d'imagerie de distribution ou de captation, contrairement au  $^{13}\text{N}$ -ammoniac et au  $^{82}\text{Rb}$ . Les propriétés physicochimiques différentes de ces traceurs sont également à l'origine de différences quant à leur profil de captation par la cellule myocardique (Fig. 22)

En effet, la quantification du débit sanguin myocardique DSM en utilisant l' $^{15}\text{OH}_2$  repose sur la mesure du washout, l'extraction initiale de l' $^{15}\text{OH}_2$  étant corrélée linéairement au

DSM. Au contraire, alors que la captation du  $^{13}\text{N}$ -ammoniac et du  $^{82}\text{Rb}$  est proportionnelle au flux absolu pour des faibles valeurs, elle tend à atteindre un plateau pour des débits supérieurs à 2 ml/min par gramme, notamment avec le  $^{82}\text{Rb}$ , entraînant une sous-estimation des hauts débits sanguins myocardiques en lecture semi-quantitative, mais qui est corrigée par le modèle d'analyse compartimentale lors de la quantification du DSM (83).

Tableau 5 : Principaux Radiotraceurs pour l'étude de la perfusion myocardique par TEP

Radiotraceur	Période	$E\beta_{\text{max}}$ (MeV)	Parcours moyen (mm)	Dose effective (mSv/MBq)
$^{15}\text{O}_2$	2 mins	1,72	1,1	0,0023
$^{13}\text{N}$ -ammoniac	10 mins	1,19	0,7	0,0021
$^{82}\text{Rb}$	78 secs	3,35	2,6	0,0013

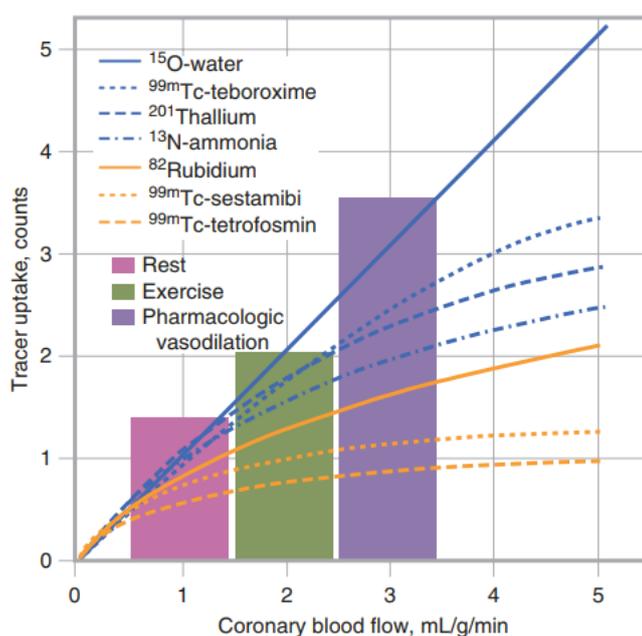


Figure 21: Illustration schématique de la captation du radiotraceur par rapport au flux sanguin myocardique régional

D'après (84)

Le radiotraceur qui suit le plus étroitement le flux sanguin myocardique devrait identifier le rétrécissement de l'artère coronaire avec le plus de précision. Plusieurs catégories de produits radiopharmaceutiques répondent à ces critères, comme les microsphères,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -marqués aux traceurs de perfusion,  $^{15}\text{O}$ -eau,  $^{13}\text{N}$ -ammoniac, et  $^{82}\text{Rb}$ . Différences dans l'extraction de premier passage de ces traceurs déterminent en fin de compte l'absorption du traceur myocardique régional par rapport au flux sanguin régional (figure 22) (84)

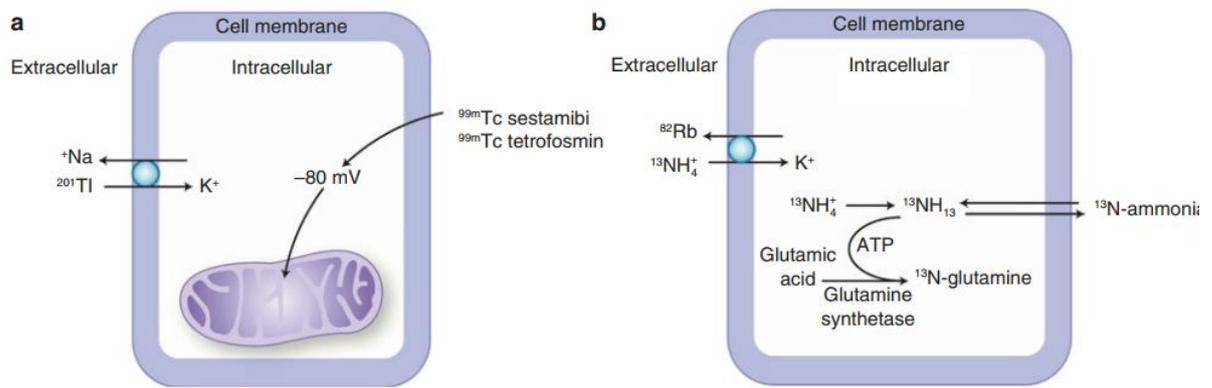


Figure 22 : mécanisme de captation des radiotraceurs SPECT (a) et PET (b) dans la cellule myocardique

D'après (84)

La figure 22 montre les propriétés des traceurs couramment utilisés pour l'émission monophotonique tomodensitométrie (SPECT) (a) et tomographie par émission de positrons (TEP) (b). Pour refléter la perfusion myocardique régionale, les radiotraceurs couramment utilisés avec les systèmes SPECT et PET doivent avoir une extraction élevée par le cœur et l'élimination rapide du sang, les produits radiopharmaceutiques cliniquement disponibles qui répondent à ces critères sont le sestamibi et le tétrafosmine marqués au  $^{99m}\text{Tc}$ , ainsi que le  $^{201}\text{Tl}$  ; pour le PET, le  $^{82}\text{Rb}$  et l'ammoniac  $^{13}\text{N}$ . Si les radiotraceurs ne sont pas fortement extraits (<50 %) ou si le temps de séjour dans le sang est prolongé (clairance à mi-temps > 5 minutes), ils ne peuvent pas être utilisés pour évaluer la perfusion régionale. Le tableau 6 résume les caractéristiques des radiotraceurs utilisés en cardiologie nucléaire.

Tableau 6 : Propriétés des traceurs de perfusion SPECT et PET

Tracer	Mechanism of myocyte uptake	Usual dose, <i>mCi</i>
<i>Properties of SPECT flow tracers</i>		
$^{201}\text{Tl}$	Na-K ATPase—sarcolemma	2–3
$^{99m}\text{Tc}$ -sestamibi	Negative transmembrane potential—mitochondria	8–40
$^{99m}\text{Tc}$ -tetrofosmin	Negative transmembrane potential—mitochondria	8–40
<i>Properties of PET flow tracers</i>		
$^{82}\text{Rb}$	Na-K ATPase—sarcolemma	30–60
$^{13}\text{N}$ ammonia	Trapped as $^{13}\text{N}$ -glutamine (mediated by ATP)—cytoplasm	10–20

D'après (84)

Tableau 7 : principaux avantages et inconvénients des radiotraceurs couramment utilisés en cardiologie nucléaire

<sup>201</sup> Tl	<sup>99m</sup> Tc-Sestamibi (MIBI)	<sup>99m</sup> Tc-Tetrofosmin
<p><i>Properties</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Metallic element</li> <li>• Potassium analogue</li> <li>• Decays by electron capture</li> <li>• X-rays of energy 67–82 keV, and gamma photons of 135 and 167 keV</li> <li>• Mainly enters the cardiac myocytes via the Sodium–Potassium ATPase-dependent exchange mechanism and partially by passive electropotential gradient.</li> </ul> <p><i>Advantages</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Single injection</li> <li>• Minimal liver and bowel activity</li> <li>• Requires no in-house preparation</li> </ul> <p><i>Limitations</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Long physical half-life of 73 hours</li> <li>• Whole body effective dose for a 80 MBq study is 18 mSv</li> <li>• Low count rate and more photon absorption</li> <li>• Requires stringent post stress imaging protocol</li> </ul>	<p><i>Properties</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Lipophilic cation</li> <li>• Biological half-life is approximately 11 hours</li> <li>• Gamma photons of 140 keV</li> <li>• Tracer uptake: diffuses passively through the capillary and cell membrane and is trapped in the mitochondria.</li> </ul> <p><i>Advantages</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Higher count studies, so better image quality (gating is feasible on both stress and rest studies)</li> <li>• Redistribution is negligible or partial allowing imaging up to 3 hours post injection</li> <li>• A first pass study can be performed at the time of injection</li> </ul> <p><i>Limitations</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Increased liver and to a lesser extent, bowel activity</li> <li>• Two injections (stress and rest imaging)</li> <li>• Preparation takes longer (includes a boiling step in water bath)</li> </ul>	<p><i>Properties</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Lipophilic, cationic</li> <li>• Biological half-life is approximately 5 hours</li> <li>• Gamma photons of 140 keV</li> <li>• Exact mechanism of uptake is unknown, but it is reported to be similar to that of MIBI. However, it is localised mostly in the cytosol and only a fraction passes into the mitochondria.</li> </ul> <p><i>Advantages</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Higher count studies, so better image quality (gating is feasible on both stress and rest studies)</li> <li>• Redistribution is negligible or partial allowing imaging up to 3 hours post injection</li> <li>• A first pass study can be performed at the time of injection</li> </ul> <p><i>Limitations</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Variable liver and bowel activity</li> <li>• Two injections (stress and rest imaging)</li> </ul>

D’après (85)

### 3.3 Dosimétrie

En raison de l’incertitude sur les effets biologiques des rayonnements ionisants à faible niveau, la protection, aussi bien du patient que du personnel, repose sur le principe **ALARA** « **As Low As Reasonably Achievable** ». Selon la directive 97/43 Euratom spécifique des expositions médicales, l’activité injectée au patient doit être la moins importante possible, sans compromettre la qualité et l’apport diagnostique de l’examen. Le tableau 8 résume les différentes quantités et unités dosimétriques pertinentes pour la cardiologie nucléaire (86). La figure 23 montre les limites de dose réglementaires pour les personnes exposées professionnellement (comme le personnel de cardiologie nucléaire) et les personnes non exposées professionnellement (comme les membres du grand public)(87, 88).

Tableau 8 : Quantités et unités de dosimétrie

Quantity	Symbol	Definition	Conventional unit (abbreviation)	System International (SI) unit (abbreviation)	Units conversions
Exposure	X	Electric charge produced per unit mass of air by x-rays or gamma rays	roentgen (R)	Coulomb per kilogram (C/kg)	1 R = $2.58 \times 10^{-4}$ C/kg 1 C/kg = $3.94 \times 10^3$ R
Absorbed dose	D	Energy deposited per unit mass	rad	Gray (Gy)	1 rad = $1 \times 10^2$ erg/g 1 Gy = 1 J/kg $1 \times 10^2$ rad = 1 Gy 1 cGy = 1 rad
Kerma	K	Kinetic energy released per unit mass	rad	Gray (Gy)	1 rad = $1 \times 10^2$ erg/g 1 Gy = 1 J/kg $1 \times 10^2$ rad = 1 Gy 1 cGy = 1 rad
Dose equivalent <sup>a</sup>	H	$w_R \cdot D$	rem	Sievert (Sv)	$1 \times 10^2$ rem = 1 Sv 1 cSv = 1 rem
Effective dose <sup>b</sup> / Effective dose equivalent <sup>c</sup>	$H_E$	$\sum_{\text{Tissue, T}} w_T \cdot H_T$	rem	Sievert (Sv)	$1 \times 10^2$ rem = 1 Sv 1 cSv = 1 rem
Activity	A	Amount of radioactivity expressed as the nuclear transformation rate (disintegrations per second, dps)	Curie (Ci)	Becquerel (Bq)	1 Ci = $3.7 \times 10^{10}$ dps 1 Bq = 1 dps 1 Ci = $3.7 \times 10^{10}$ Bq 1 Bq = $2.7 \times 10^{-11}$ Ci

D'après (77)

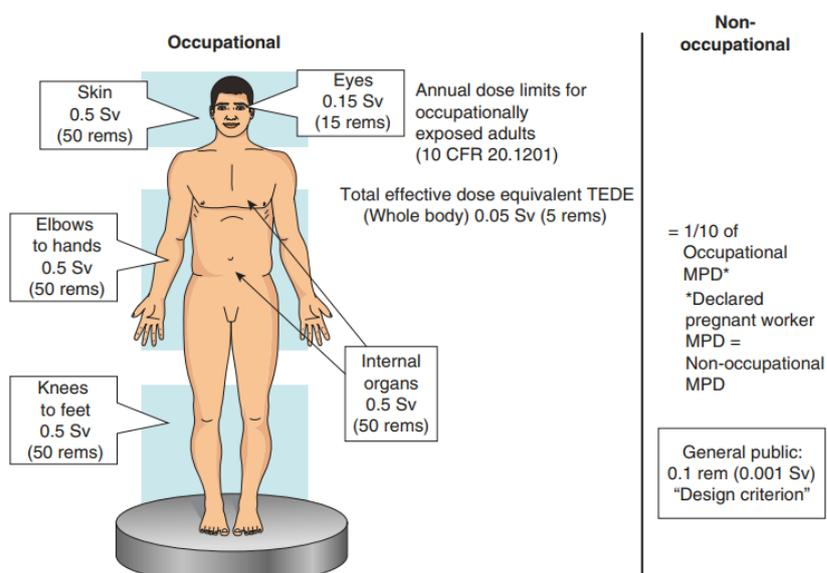


Figure 23 : Doses maximales admissibles réglementaires (DMP) pour l'exposition professionnelle individuelle et l'exposition non professionnelle, exprimées comme limite annuelle pour l'équivalent de dose efficace.

D'après (89)

Il est à noter que TEDE annuelle ( la dose équivalente effective totale) pour le grand public est de 0,001 Sv ;cette limite sert en fait de critère de conception du blindage et de la configuration d'une installation à rayonnement afin de maintenir la TEDE annuelle ( la dose équivalente effective totale) pour les personnes dans les aires publiques adjacentes à moins de 0,001 Sv (89).

Le tableau suivant montre les limites de dose annuelle recommandées par ICRP chez le personnel médical et le public.

Tableau 9 : Limites de dose annuelle recommandée par ICRP-103 (2007)

Exposure condition	Dose limit (mSv per year)		
	Occupational	Apprentices (16–18 years)	Public
<b>Whole body:</b>	20 mSv per year, averaged over a period of 5 years with no more than 50 mSv in a single year	6 mSv in a year	1 mSv in a year (effective dose)
<b>Parts of the body:</b> (equivalent dose)			
Lens of the eye <sup>a</sup>	(150 mSv) * 20 mSv per year	50 mSv in a year	15 mSv in a year
Skin	500 mSv per year	50 mSv in a year	
Hands and feet	500 mSv per year	150 mSv in a year	50 mSv in a year

D'après (90)

Concernant la limite de dose délivrée par la TDM a basse dose utilisée pour la correction d'atténuation elle ne devrait pas dépasser 1 mSv (0.5-1.0 mSv).(91)

## 4 Indications

Les indications sont nombreuses :

- ✓ Diagnostic d'insuffisance coronaire (chez des patients symptomatiques présentant un risque intermédiaire ou élevé d'insuffisance coronaire ; chez des patients symptomatiques présentant un risque faible d'insuffisance coronaire et un ECG non interprétable et/ou des capacités d'effort limitées) ;
- ✓ l'analyse du retentissement fonctionnel de sténoses coronaires connues sur la perfusion myocardique ;
- ✓ Évaluation de la taille de la nécrose myocardique et du myocarde viable résiduel et ce, pour prédire la réussite d'un éventuel geste de revascularisation ;
- ✓ Évaluation du pronostic et du risque de survenue d'une complication cardiaque (infarctus, décès d'origine cardiaque, angor instable, insuffisance cardiaque) ;
- ✓ Évaluation de l'efficacité des traitements : pontage, angioplastie, médicaments antiangineux, etc.
- ✓ Diagnostic étiologique de l'insuffisance cardiaque ;
- ✓ Bilan étiologique d'une cardiomyopathie dilatée ;
- ✓ recherche d'atteinte coronaire après transplantation cardiaque, et évaluation du pronostic après transplantation cardiaque ;

- ✓ recherche d'atteinte cardiaque au cours d'une sarcoïdose, en présence de signes cliniques et/ou paracliniques faisant suspecter une atteinte cardiaque.(92)

## 5 Contre-indication

La réalisation d'une TSM est contre-indiquée chez la femme enceinte. Dans le post-partum, l'allaitement doit être interrompu (uniquement pendant 24 h pour les radiotraceurs technétiés, mais définitivement pour le 201 Tl).

## 6 Étude de la perfusion : comment augmenter le débit coronarien

### 6.1 Notion de réserve coronaire

Dans la pathologie athéromateuse, des plaques se déposent sur les artères épigardiques. Quand une sténose se développe dans un gros vaisseau épigardique, il va y avoir une dilatation de la microcirculation pour conserver le débit basal. (93) A l'effort ou lors de l'administration d'un vasodilatateur de la microcirculation, la capacité de dilatation de la microcirculation est abaissée, car elle est déjà dilatée à l'état basal. Les travaux expérimentaux menés chez le chien ont souligné que la valeur du débit maximal commence à baisser à partir du moment où le diamètre de l'artère a baissé de 30 à 45 %. Le débit maximal devient égal au débit de repos quand la sténose obstrue 90 % de surface de section d'une artère. A partir de ce moment l'augmentation de sténose entraîne une diminution de la valeur de débit coronaire au repos.(94)

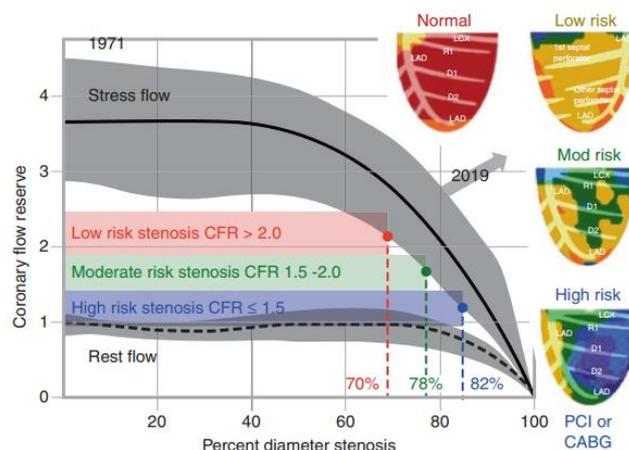


Figure 24 : la relation entre le pourcentage de diminution du diamètre de l'artère coronaire et les débits de repos

D'après (94)

## 6.2 Les épreuves de stress

Il y a trois types d'épreuves de stress :

- ✓ L'épreuve d'effort (EE)
- ✓ L'épreuve pharmacologique
- ✓ L'épreuve mixte

### 6.2.1 L'épreuve d'effort (EE)

Elle a pour but d'augmenter la consommation en oxygène du myocarde ; la réponse physiologique de l'organisme est une accentuation des apports par vasodilatation coronaire. En présence d'une sténose coronarienne, les apports ne peuvent être augmentés ; ils sont inférieurs aux besoins et l'ischémie myocardique apparaît. L'épreuve d'effort est totalement « physiologique » et constitue la méthode de référence. Elle est réalisée sur tapis roulant ou bicyclette ergométrique.

Le protocole sur bicyclette ergométrique démarre généralement à 30 W et augmente par incréments de 30 W toutes les 3 minutes. Pour les épreuves sur tapis roulant, le protocole de Bruce est le plus utilisé (modification de la pente et de la vitesse de déroulement toutes les 3 minutes).

L'épreuve d'effort est considérée comme valide lorsque la fréquence cardiaque atteint au minimum 85 % de la FMT (fréquence maximale théorique =  $220 - \text{âge}$ ). Réalisée dans un but diagnostique, elle doit être démaquillée : sans traitement ayant une action chronotrope ou anti-ischémique (bêtabloquant, dérivés nitrés, antagonistes calciques).

Les contre-indications communes à toutes les épreuves de stress et les critères d'arrêt de l'EE sont résumés dans le tableau ci dessous.

Tableau 10 : Contre-indications communes aux épreuves de stress

Contre-indications absolues	Contre-indications relatives
<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Infarctus du myocarde récent (3 à 5 jours).</li> <li>➤ Angor instable.</li> <li>➤ Sténose serrée du tronc commun de la coronaire gauche connue.</li> <li>➤ Troubles du rythme graves non contrôlés.</li> <li>➤ Rétrécissement aortique serré symptomatique.</li> <li>➤ Insuffisance cardiaque non contrôlée.</li> <li>➤ Embolie pulmonaire, phlébite en évolution.</li> <li>➤ Myocardite, péricardite, endocardite en évolution.</li> <li>➤ Incapacité physique et refus du patient.</li> <li>➤ thrombus intraventriculaire gauche dans les suites d'un infarctus du myocarde, surtout s'il est mobile</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Sténose valvulaire modérée.</li> <li>➤ Anomalies électrolytiques.</li> <li>➤ Hypertension artérielle systémique ou pulmonaire.</li> <li>➤ Cardiomyopathie hypertrophique et/ou obstructive.</li> <li>➤ Anévrisme ventriculaire.</li> <li>➤ Non-coopération du patient.</li> <li>➤ Bloc auriculo-ventriculaire de haut degré. maladies générales évolutives</li> </ul>

D'après (38)

Critères d'arrêt de l'épreuve d'effort :

- ✓ Douleur angineuse et sous décalage de ST >2 mm ;
- ✓ Trouble du rythme ou de la conduction ;
- ✓ Pression artérielle systolique >260 mm Hg ;
- ✓ Chute de la pression artérielle ;
- ✓ Signes de bas débit cardiaque ;
- ✓ Épuisement musculaire ;

✓ FMT atteinte

### 6.2.2 L'épreuve pharmacologique :

Utilise un vasodilatateur tel que l'Adénosine, le Dipyridamole et un sympathomimétique tel que la Dobutamine.

#### ➤ L'épreuve au Dipyridamole (Persantine®) :

Le dipyridamole et l'adénosine ont une action vasodilatatrice coronaire sans augmentation de la consommation en oxygène du myocarde. En cas de sténose coronaire, le débit coronarien est maintenu au prix d'une vasodilatation artériolaire présente dès l'état basal : l'injection de dipyridamole et d'adénosine n'entraînera donc pas de vasodilatation supplémentaire, au contraire des zones saines. Plus rarement, il peut exister un phénomène de vol coronaire par redistribution du flux dans les zones saines (vasodilatation maximale), responsable d'une ischémie réelle. Dipyridamole et adénosine explorent donc la réserve coronaire ; les résultats ne sont pas modifiés par un traitement antiangineux (95). Ils peuvent être associés à une épreuve d'effort, lorsque celle-ci est sous-maximale pour optimiser l'examen.

Le dipyridamole doit être administré en perfusion continue et les posologies varient entre 0,14 mg/kg/min en 4 minutes (soit 0,56 mg/kg, protocole le plus utilisé) et 0,80 mg/kg (96), sa demi-vie de 33 minutes impose une surveillance prolongée à la fin du test.

Des effets secondaires mineurs sont observés chez environ 40 % des patients (céphalées, vertiges, nausées, flush, hypotension artérielle...) ; les effets indésirables graves sont rares (< 2/10 000). La survenue de douleur thoracique est fréquente ; elle survient chez 10–20 % des patients, mais est peu spécifique (au contraire de l'épreuve d'effort) (97).

En cas de survenue d'effet indésirable grave, il faut arrêter le dipyridamole, traiter de manière symptomatique et injecter par voie intraveineuse l'aminophylline, son antagoniste, à la posologie de 60–120 mg, sous surveillance de l'ECG.

L'adénosine doit être administrée en perfusion continue à la posologie de 140 µg/kg/min pendant 6 minutes ; pour certains auteurs, cette posologie doit être atteinte après des paliers de 50–75 puis 100 µg/kg/min (98).

La figure ci-dessous montre le mécanisme d'action de vasodilatateurs pharmacologiques au niveau de différents récepteurs notamment le récepteur sélectif de l'adénosine 2A (A2A)

L'extension des vasodilatateurs coronariens de première génération (c.-à-d. dipyridamole) et de deuxième génération (c.-à-d. adénosine) à des agonistes récepteurs sélectifs de l'adénosine 2A (A<sub>2</sub>A) est dictée par la pharmacologie pour plusieurs raisons.

- 1) Sélectivité pour le récepteur de l'adénosine A<sub>2</sub>A afin de réduire les effets secondaires (c.-à-d. inconfort thoracique A<sub>1</sub> et A<sub>3</sub>, bloc cardiaque auriculo-ventriculaire A<sub>1</sub>, complications pulmonaires A<sub>2</sub>B et A<sub>3</sub>, etc.).
- 2) La puissance comme vasodilatateur coronaire pour augmenter le flux sanguin coronaire de plus de 2,5 fois avec peu ou pas d'effets A<sub>2</sub>B vasodilatation périphérique sur la pression artérielle systémique.
- 3) Apparition et arrêt rapides de l'action avec hyperémie pendant 3 à 4 minutes pendant l'injection et l'absorption du radiotracer.

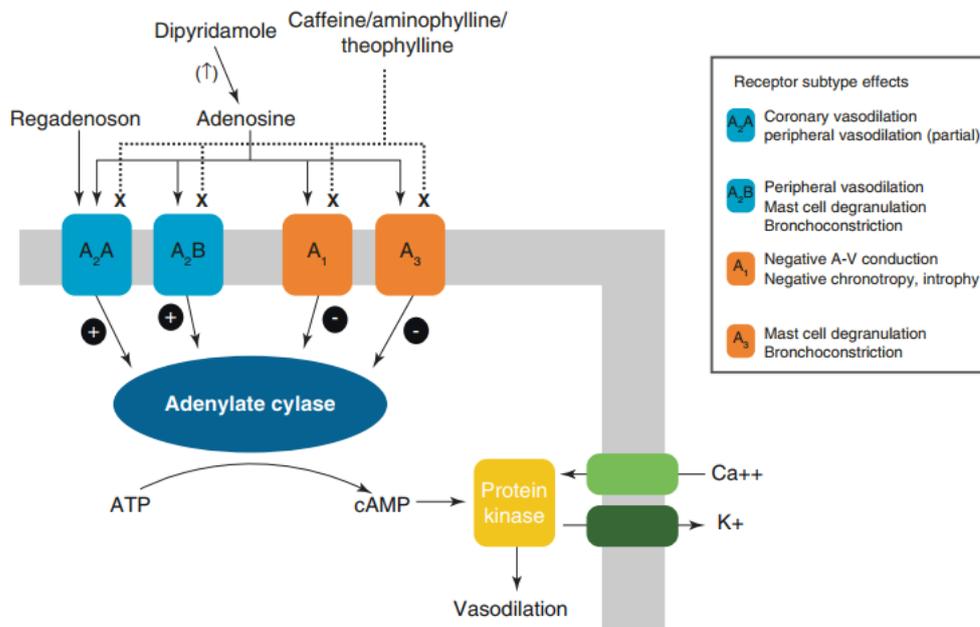


Figure 25 : Mécanismes d'action de vasodilatateurs coronariens

D'après (99, 100)

### ➤ Agents sympathomimétiques

Théoriquement, deux produits peuvent être utilisés. Il s'agit de l'isoprénaline (Isuprel®) et de la dobutamine (Dobutrex®). L'isoprénaline est un agent  $\beta$ -stimulant pur ayant un effet inotrope et chronotrope positif ( $\beta_1$ ) et une action vasodilatatrice artérielle ( $\beta_2$ ). Son effet est donc proche de celui observé lors de l'exercice physique. Son effet secondaire principal est la survenue d'arythmie ventriculaire. Son utilisation est actuellement très rare, l'agent

principalement utilisé étant la dobutamine. La dobutamine a un effet essentiellement  $\beta_1$  - stimulant (effet inotrope et chronotrope positif) et dans une moindre mesure un effet  $\beta_2$  et  $\alpha_2$ . Elle doit être administrée par perfusion continue à posologie progressivement croissante, et deux protocoles peuvent être utilisés :

- posologie initiale de 5 puis 10  $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ , puis paliers successifs de 10  $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$  toutes les 5 minutes pour obtenir une posologie finale de 40  $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$
- l'autre protocole est destiné aux patients ayant une faible réponse chronotrope à la dobutamine. Son début est identique au précédent, à savoir dobutamine à 5  $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ , puis 10  $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ , puis 20  $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ , auxquels on ajoute l'injection d'atropine (0,5–1 mg en intraveineuse)(101), L'arrêt d'un traitement par bêta bloquant est le plus souvent nécessaire, mais pas indispensable(102).

Les effets secondaires sont fréquents, le plus souvent bénins (céphalées, tremblements, lipothymies, douleur thoracique), mais la survenue d'arythmie est également rapportée. Il convient alors d'interrompre la dobutamine et d'administrer un bêtabloquant.

Tableau 11 : Contre-indications aux épreuves pharmacologiques

Sympathomimétiques	Dipyridamole	Adénosine
-HTA non contrôlée -Cardiomyopathie obstructive -Rétrécissement aortique -Allergie	-Hypotension $\leq 90$ mmHg -HTAP sévère -Bradycardie $< 40$ /min -Dysfonction sinusale - BAV 2, BAV 3, asthme, BPCO sévère - Allergie au dipyridamole ou théophylline	- Hypotension $\leq 90$ mmHg - HTA non contrôlée - AVC récent ( $< 1$ mois) - Dysfonction sinusale - BAV 2, BAV 3, asthme, BPCO sévère - Allergie au dipyridamole ou théophylline

HTA : Hypertension artérielle, HTAP : Hypertension artérielle pulmonaire, BPCO :

Bronchopneumopathie obstructive, AVC : accident vasculaire cérébral *D'après (38)*

Tableau 12 : Protocol des vasodilatateurs pharmacologiques à l'épreuve de stress

Table 6.8 Pharmacological Stress Agents Protocols	
Adenosine	<i>Direct coronary arteriolar dilator</i> Infusion dose/protocol: continuous infusion at 140 µg/kg/minutes over 4–6 minutes (injection of the radiopharmaceutical at 2 minutes or 4 minutes into protocol and continue infusion for a further 2 minutes whenever possible)
Dipyridamole	<i>Indirect coronary arteriolar dilator</i> Infusion dose/protocol: continuous infusion intravenously at 0.56 mg/kg over 4 minutes and the radiopharmaceutical is injected 3–5 minutes after the completion of dipyridamole infusion
Regadenoson	<i>Selective adenosine A2A receptor agonist</i> Bolus injection 5 ml (0.4 mg) should be given as a rapid (approximately 10 seconds) injection followed by a saline flush. Tracer is injected approximately 10–20 seconds post saline flush
Dobutamine	<i>Sympathomimetic agent</i> Infusion dose/protocol: infused incrementally, starting at a dose of 5–10 µg/kg/minutes and increasing at 3-minute intervals to 20, 30, and 40 µg/kg/minutes. Atropine may be used if heart rate does not reach 85% of age-predicted maximal heart rate but there is no clear consensus for its routine use. Tracer is injected after achieving 85% maximal heart rates or maximal infusion rate, or if any other symptomatic or ECG endpoints are achieved. Whenever possible, the infusion should be continued for a further 2 minutes

D'après (88)

### 6.2.3 L'épreuve mixte :

Elle regroupe les deux épreuves (effort et pharmacologie) qui a pour but d'amener le patient au pic d'un effort maximal au même moment que survient le plateau de vasodilatation permettant au mieux de sensibiliser l'examen.

### 6.3 Choix de l'épreuve de stress :

Il faut en général préférer l'épreuve d'effort à l'emploi de stress pharmacologique. Ce dernier doit être réservé aux patients âgés ne pouvant effectuer un effort. Chez les patients ne pouvant atteindre un effort maximal et enfin chez des patients chez lesquels un effort dynamique serait à risque (IDM récent, angor instable ou HTA mal contrôlée).

Quelle drogue choisir ? Les vasodilatateurs comme l'adénosine ou le dipyridamole sont meilleurs que la dobutamine, car ils créent une plus grande hétérogénéité de flux qui est mieux appréciée en scintigraphie que de créer une vraie ischémie.

Chez les patients asthmatiques ou porteurs d'une bronchopneumopathie obstructive sévère ; le dipyridamole ou l'adénosine peuvent engendrer un bronchospasme ; la dobutamine sera une bonne alternative.

### 6.4 Réalisation d'examen

#### 6.4.1 Informations souhaitables pour un examen de qualité :

- ✓ Indication de l'examen,

- ✓ Recueil des antécédents médicaux et en particulier, des antécédents cardiovasculaires, pulmonaires (asthme), etc.
- ✓ Recueil des résultats des précédents examens cardiaques (épreuves d'effort, échocardiographie, coronarographie),
- ✓ Identification des médicaments, pris le jour du test ou arrêtés intentionnellement auparavant (en particulier les médicaments antiangineux),
- ✓ Recherche des contre-indications à la réalisation des techniques de stress : épreuve d'effort, administration de Dipyridamole ou d'adénosine, test à la Dobutamine présence d'un bloc de branche gauche ou d'un rythme électro-entraîné.(92)

#### 6.4.2 Information et préparation du patient :

Le patient doit être informé de façon claire, concise et de préférence par écrit sur le but, le déroulement de l'examen, des précautions à prendre et des risques liés à l'épreuve de stress.

Les informations fournies devraient mener les patients à prendre conscience :

- de l'importance de mener l'épreuve d'effort au maximum de ses possibilités,
- de la nécessité de rester strictement immobile lors d'examen.

Lorsque l'examen débute par une acquisition de repos avec un radiopharmaceutique technétié, il est souhaitable que les patients soient à jeun ou qu'ils n'aient pris qu'un petit déjeuner léger le matin de l'examen de manière à minimiser la captation digestive du traceur.

Une épreuve d'effort ne devrait pas être programmée chez un patient à jeun depuis la veille au soir. Il est souhaitable cependant que les patients ne mangent pas durant les 2 heures qui précèdent la réalisation de l'examen. Pour les patients convoqués en début de matinée, il est recommandé de prendre un petit déjeuner léger avant l'examen.(92)

La suppression des médications antiangineuses doit être discutée avant la réalisation d'une épreuve d'effort, en fonction de l'indication de l'examen :

- Pour les études réalisées à titre diagnostique et si cela n'est pas médicalement contre-indiqué, il est recommandé de supprimer les dérivés nitrés et les antagonistes calciques ( $\geq 24$  h) et surtout les bêtabloquants ( $\geq 48$  h). Dans le cas contraire, la sensibilité d'une scintigraphie à l'effort peut être diminuée.
- Les examens peuvent être réalisés sans arrêter le traitement médical lorsqu'ils sont effectués chez des patients coronariens connus dans le cadre de l'évaluation de

l'efficacité du traitement médical et du pronostic du patient, ou dans le cadre de l'étude de la viabilité myocardique.

Chez les patients diabétiques, les doses d'insuline peuvent être si nécessaires à ajuster en fonction des conditions de réalisation de l'examen.

Pour les tests au Dipyridamole ou à l'Adénosine, les produits contenant des bases xanthiques doivent être supprimés. Si cela n'est pas possible, il est préférable de recourir à une autre technique de stress (effort, Dobutamine). En pratique :

— les patients ne doivent prendre ni thé, ni café, ni chocolat, ni banane, ni soda contenant de la caféine (type Coca-Cola) dans les 12 heures précédant le test,

— les médicaments contenant des bases xanthiques (théophylline, aminophylline...) doivent être arrêtés au moins 5 jours avant l'examen.(103)

Les traitements contenant du Dipyridamole doivent être arrêtés au moins 12 heures avant la perfusion d'adénosine. La prise de produits laitiers pour accélérer l'élimination hépatobiliaire après injection du radiopharmaceutique.

Pour une évaluation de la viabilité myocardique à l'aide de traceurs technétiés, il est recommandé d'injecter ces traceurs au repos sous dérivés nitrés. Ces dérivés nitrés peuvent être administrés au choix par voie veineuse, sublinguale (0,15 à 0,30 mg, administré 4 à 5 minutes avant), ou transdermique (en patch).(104)

#### 6.4.3 Précautions

- Femme en âge de procréer : demander un test de grossesse avant tout examen scintigraphique.
- Allaitement : Lorsque l'administration en cours d'allaitement est indispensable, le lait peut être tiré avant l'injection et conservé pour être utilisé ultérieurement.

Matériel de réanimation il est nécessaire d'avoir à disposition :

- Des ampoules d'Aminophylline, dont l'injection en intraveineuse lente (60 à 250 mg en fonction du poids du patient) permet d'antagoniser les effets du Dipyridamole.
- Pour les épreuves à la Dobutamine, un bêtabloquant injectable par voie IV et dont l'action est rapide et brève : l'Esmolol (Brevibloc), ainsi qu'un inhibiteur calcique injectable : le Diltiazem (Tildiem), qui peut être utilisé en cas de contre-indication aux bêtabloquants. Il est indispensable de faire régulièrement vérifier l'ensemble du matériel de réanimation.

#### 6.4.4 Activité administrée, mode d'administration (92)

Pour obtenir une imagerie de qualité à partir d'une caméra à scintillation, les activités injectées doivent être adaptées au poids des patients.

Pour les radiopharmaceutiques technétiés et par kg de poids corporel,

Protocole sur 1 jour, repos et stress : 3,7 et 11 MBq/kg

Stress et repos : 3,7 et 11 MBq/kg

Protocole sur 2 jours,      Stress : 11 MBq/kg

Repos : 11 MBq/kg

- pour le thalium-201 et par kilogramme de poids corporel  
Stress – redistribution : 1,5 MBq/kg  
Réinjection : 0,5 MBq/kg  
Repos – redistribution : 1,5 à 2 MBq/kg
- pour les protocoles double isotopes (Tl-201/radiopharmaceutique technétié)  
Repos avec Tl-201 1,5 MBq/kg  
Stress avec radiopharmaceutique technétié 11 MBq/kg

### 6.5 Acquisitions

#### 6.5.1 Installation et préparation du patient

Le patient doit être dans une position confortable et immobile pendant l'examen ; en décubitus ventral avec les deux bras au-dessus de la tête, ou en décubitus dorsal avec uniquement le bras gauche en dehors du champ. Le décubitus ventral peut engendrer des artefacts d'atténuation au niveau de la paroi antérieure et de l'apex. Le décubitus dorsal est source d'artefacts d'atténuation de la paroi inférieure (105, 106)

Il est indispensable que le personnel soignant reste à proximité durant les acquisitions, afin de surveiller le tracé électrocardiographique, notamment au décours du test de stress, et de s'assurer que le patient reste bien immobile durant l'examen. Tout objet métallique situé dans le champ d'acquisition doit être ôté avant l'acquisition.

#### 6.5.2 Enregistrements des tomoscintigraphies

- **La gamma-caméra** : les gamma-caméras multitêtes seront préférées aux gamma-caméras mono-tête (acquisitions plus courtes minimisant les artefacts de mouvement).

- **Type de collimateur** : collimateur basse énergie et haute résolution est recommandée pour une meilleure qualité d'image.
- **Fenêtre en énergie** : elle est de 20 % pour les traceurs technétiés centrés sur le pic de 140 keV pour le Thallium-201, qui est à l'origine de 3 pics de rayonnement gamma (135, 166 et 167 keV) et de 2 pics de rayonnement X (69 et 83 keV), on utilise généralement une double fenêtre, la première relativement large de 30 ou 35 % pour les pics « basse énergie » de 69 et 83 keV, et la seconde de 20 % pour les photons de haute énergie (166 et 167 keV). Cette dernière fenêtre permet d'accroître significativement la quantité de signaux enregistrée par rapport à une acquisition en simple fenêtre basse énergie.
- **Orbite** : le centrage de la gamma-caméra est essentiel en tomoscintigraphie myocardique, le cœur devant être au centre de l'orbite de rotation des têtes (107).
- **Le mode d'acquisition** : les acquisitions peuvent être faites sur 180° ou 360° en sachant que cette dernière est déconseillée chez les patients obèses et lorsqu'on utilise le Thallium-201. On obtiendra 32 à 64 projections sur 180° et de 64 à 128 projections sur 360° (107).
- **Zoom et matrice** : le zoom est généralement de 1,2 ou 1,5 pour une gamma-caméra standard avec une matrice de 64x64, afin que la résolution spatiale soit adaptée.
- **Gated-SPECT** : en choisissant la dérivation comportant les ondes R les plus amples, les acquisitions sont synchronisées à l'ECG. Le cycle cardiaque est divisible en 8 ou 16 intervalles selon les protocoles, avec un temps de comptage suffisant par intervalle. Les volumes cavitaires et la valeur de la fraction d'éjection seraient plus justes avec 16 intervalles, alors que l'analyse de la cinétique segmentaire serait meilleure en utilisant 8 intervalles (107).

### 6.5.3 . Traitement des images

- **Choix du filtre** : il n'existe pas de consensus quant au choix du filtre, il dépend des habitudes des services.
- **Méthodes de reconstruction** : Deux méthodes peuvent être utilisées : la rétroprojection filtrée qui est la plus ancienne ; la reconstruction itérative, technique récente qui par sa souplesse doit permettre l'application de diverses corrections, notamment celle de l'atténuation.
- **Contrôle de qualité de l'examen** : la première étape est le contrôle de la qualité des acquisitions en visualisant les images en mode cinéma, le sinogramme et le

linogramme et cette étape permet de s'assurer de l'absence d'artéfacts de mouvement et d'identifier d'éventuelles fixations extracardiaques qui devront être rapportées dans le compte-rendu de l'examen. Dans un second temps, les images de perfusion et du Gated-SPECT sont réorientées selon les grands axes vertical et horizontal.

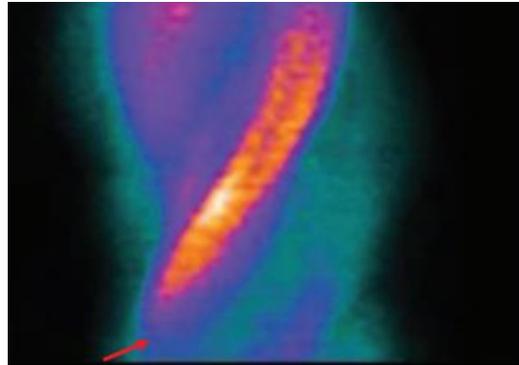


Figure 26 : sinogramme

- **Affichage des images de perfusion** : l'affichage des images comporte trois séries de coupes, englobant l'ensemble du ventricule gauche : coupes transverses, coupes selon le grand axe horizontal et coupes selon le grand axe vertical. Les images d'effort et de repos sont visualisées simultanément pour chaque série de coupes myocardiques.

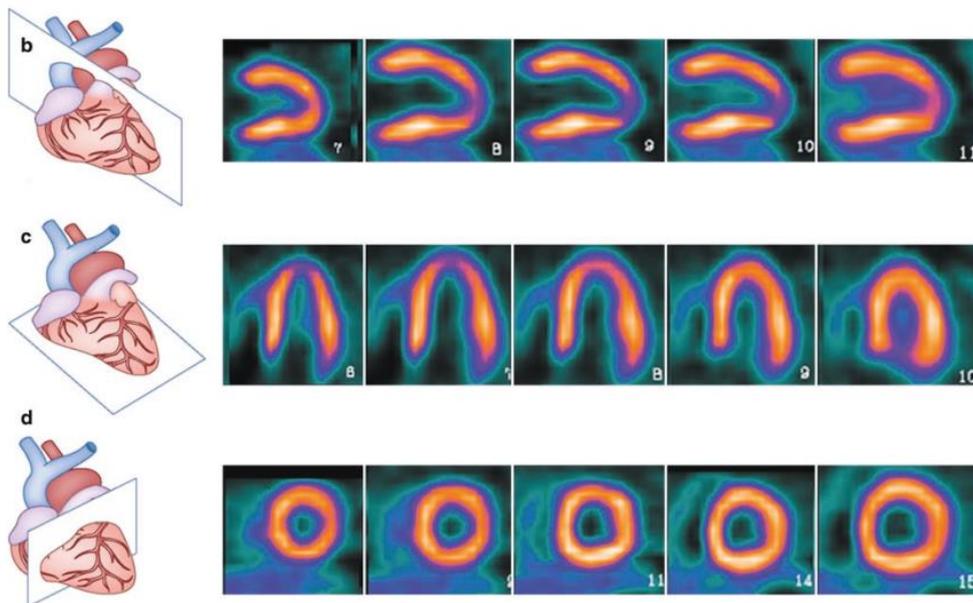


Figure 27 : Affichage des images de perfusion.

- **Affichage des images du Gated-SPECT** : après avoir réorienté les images, on doit s'assurer que la délimitation automatique des contours myocardiques est parfaitement ajustée. Le cas contraire, ces contours doivent être corrigés. Le mode

d'affichage comporte plusieurs coupes comparatives du ventricule gauche, en fin de diastole et de systole, avec la possibilité d'apprécier qualitativement la contraction du myocarde au décours du cycle cardiaque. La représentation du ventricule gauche sous forme de cartes polaires, donne accès à une analyse quantitative de la perfusion, mais aussi de l'amplitude du mouvement des parois myocardiques et de leur épaisseur. Le Gated-SPECT permet d'estimer les volumes cavitaires et la fraction d'éjection du ventricule gauche. Une acquisition SPECT cardiaque synchronisée se déroule presque exactement comme une acquisition non synchronisée : le ou les détecteurs de caméra tournent autour du patient, collectant des images de projection à des angles égaux le long d'un arc de 180° ou 360°. Ces projections sont ensuite filtrées et reconstruites en images tomographiques à axe court et à axe long (108, 109). La caractéristique distinctive de l'imagerie SPECT synchronisée est qu'à, plusieurs images de projection (8, 16 ou même 32) sont acquises, chacune correspondant à une phase spécifique du cycle cardiaque. La reconstruction de toutes les projections de même phase produit un « cliché » tridimensionnel du cœur du patient, figé dans le temps à cette phase particulière, et cela pour toutes les phases entraîne des volumes d'image en quatre dimensions (x, y, z et temps) à partir de laquelle la fonction cardiaque peut être facilement évaluée (110).

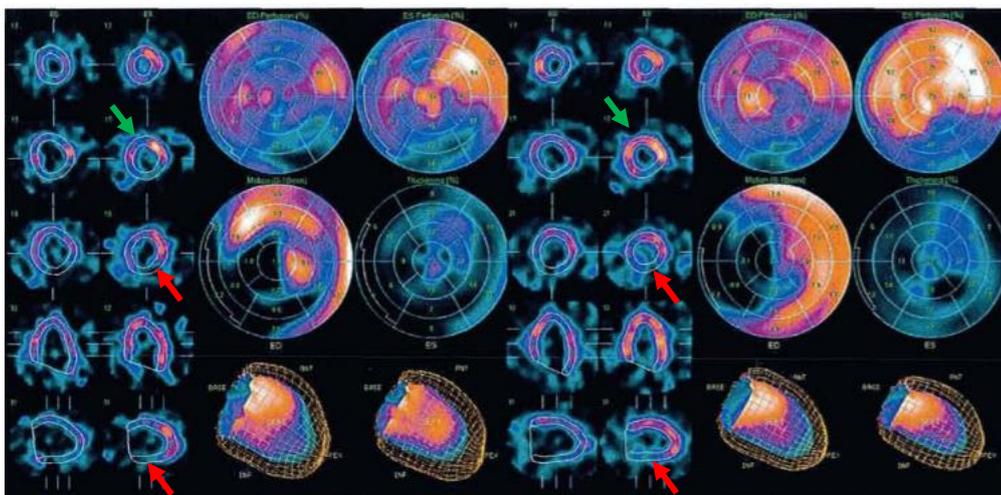


Figure 28 : Affichage des images du Gated-SPECT.

Cet examen concerne le même sujet que la figure précédente, et met en évidence des anomalies de la contractilité segmentaire de la paroi antérieure (à l'effort flèches vertes) et des parois inférieure et inféro latérale (à l'effort et au repos flèches rouges) (111).

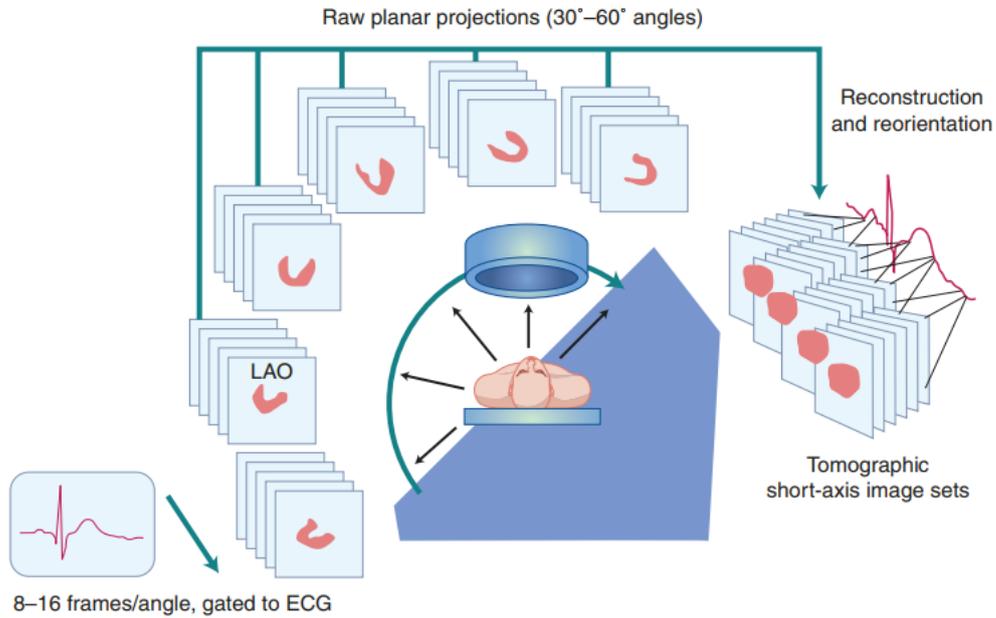


Figure 29 : Acquisition Gated SPECT

D'après (112)

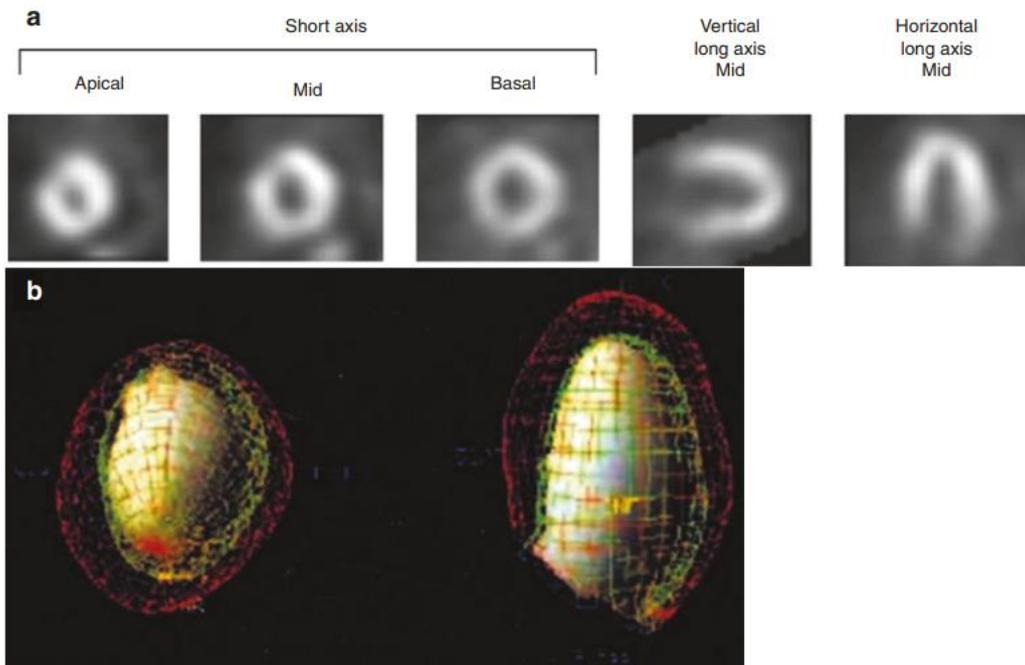


Figure 30 : a et b, Affichage de la fonction ventriculaire gauche

D'après (112)

Les bordures épiscopardiques et endocardiques à l'extrémité diastolique (ED), à l'extrémité systolique (ES) et aux autres points du cycle cardiaque peuvent être regroupées pour former l'image de « cage métallique » comme le montre cette (figure 30) ou même un affichage de surface pseudo-volumétrique. Les surfaces épiscopardiques et endocardiques à l'ED sont en orange et en jaune/vert en b), la surface ES est représentée par le gris(112).

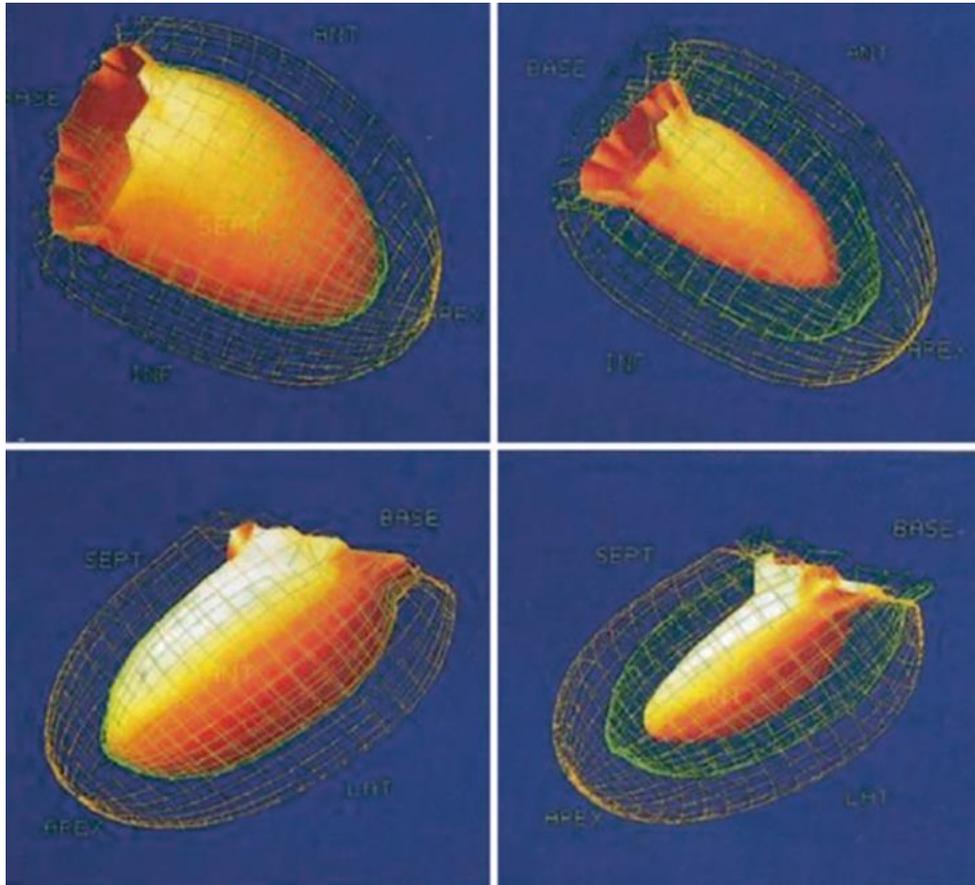


Figure 31 : Mouvement et épaisseur normale de la paroi du VG

d'après (26)

Modèle ventriculaire sur AutoQuant (Cedars Sinai Hospital, Los Angeles, CA), l'affichage des images de perfusion synchronisée indique un mouvement normal de la paroi et un bon épaisseur des projections antérieure (en haut) et latérale (en bas). Les images télédiaistoliques sont à gauche et les images télésystoliques sont à droite. Ici encore, l'épicarde est représenté par le maillage vert, l'endocarde à l'extrémité de la diastole est le maillage orange, et l'endocarde à l'extrémité de la systole (à droite) est la surface orange solide, on note le mouvement intérieur symétrique de l'endocarde. (De Yun et al).(26)

## 6.6 Interprétation

### 6.6.1 Interprétation des images de perfusion

L'analyse de la perfusion myocardique est généralement basée sur la comparaison des images d'effort et de repos. Lorsqu'il existe une anomalie perfusionnelle au décours du test de stimulation (épreuve d'effort ou test pharmacologique), celle-ci doit être confrontée aux acquisitions de repos afin de juger de sa réversibilité. Le caractère réversible peut être complet (ischémie pure), partiel (ischémie associée à une séquelle de nécrose) ou absent (nécrose pure). Une fois les lésions ischémiques ou les séquelles de nécrose mises en évidence, ces anomalies seront localisées et quantifiées afin d'évaluer la sévérité des atteintes.

La localisation d'un défaut perfusionnel est réalisée grâce à la représentation du ventricule gauche selon trois incidences de coupes, permettant de bien identifier les parois myocardiques (antérieure, latérale, inférieure et septale). La quantification d'une anomalie scintigraphique est basée sur le calcul du nombre de segments atteints. Sur un total de 17 segments représentant le ventricule gauche (Fig.32), chaque segment correspond à environ 6 % de la masse myocardique.

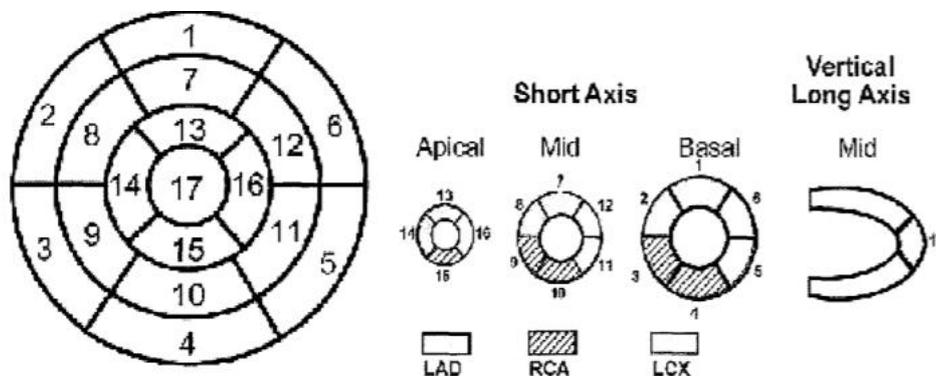


Figure 32 : Segmentation cartographique (carte polaire) du ventricule gauche

La figure (32) illustre la segmentation du ventricule gauche en 17 segments recommandée par l'association américaine de cardiologie (113)

### 6.6.2 Interprétation des images du Gated-SPECT

L'accès au Gated-SPECT améliore l'efficacité diagnostique de l'examen, en permettant notamment d'identifier les artefacts d'atténuation (114-116). Lorsqu'il existe, une anomalie perfusionnelle irréversible, le diagnostic différentiel entre une séquelle de nécrose et un artefact d'atténuation, pourrait être délicate. Le Gated-SPECT offre des informations sur la

contractilité myocardique et, dans ce cas de figure, l'absence d'anomalie contractile dans le territoire concerné témoigne de l'origine artéfactuelle des anomalies observées sur les images de perfusion.

Le Gated-SPECT estime également les volumes cavitaires et la fraction d'éjection du ventricule gauche. Ces informations ont un impact pronostique important. La dilatation du ventricule gauche, l'existence d'une dysfonction post-stress, d'une activité pulmonaire anormale ou encore la visualisation de la paroi libre du ventricule droit, sont des facteurs de mauvais pronostic.

L'existence d'une dilatation cavitaire (volume télésystolique supérieur à 70 ml à l'effort) ainsi que la diminution de la fraction d'éjection du ventricule gauche (moins de 50 % à l'effort et 35 % au repos) sont des critères retenus par les sociétés savantes, pour la classification des patients à haut risque (117).

### 6.6.3 Limites de l'interprétation des images scintigraphiques

- **Les artéfacts d'atténuation** : c'est la contrainte la plus fréquente de l'examen. On distingue les artéfacts antérieurs dus à l'atténuation mammaire chez les femmes, et les artéfacts inférieurs chez les patients en décubitus dorsal. Ils se traduisent sous forme d'hypoperfusions segmentaires mimant de réels défauts.
- **Les artéfacts de mouvement** : ils sont le plus souvent détectés par l'analyse de qualité d'examen (mode cinéma, linogramme et sinogramme).
- **Les artéfacts de reconstruction** : ils sont le plus souvent dus à une activité digestive trop importante, gênant la visualisation de la paroi inférieure du myocarde, et nécessitant de renouveler les acquisitions.
- **Point d'injection** : une extravasation du produit radioactif pourrait induire des erreurs de quantification faussant ainsi l'examen.
- **Qualité des acquisitions synchronisées** : le Gated-SPECT fournit des informations utiles à l'interprétation de la tomoscintigraphie myocardique. Dans certains cas, son exploitation est impossible, car elle dépend de la qualité de la synchronisation à l'ECG qui est difficile chez les patients arythmiques (ACFA, extrasystoles) ou bien chez les patients porteurs d'un pacemaker.
- **Localisation des défauts perfusionnels** : la scintigraphie myocardique a une valeur localisatrice de l'anomalie perfusionnelle, mais il est souvent difficile d'attribuer ces anomalies à un territoire coronaire précis.

## 6.7 Problématique de l'atténuation en TEMP et les solutions existantes dans la littérature.

L'atténuation des tissus mous, la diffusion des photons, le flou du collimateur dépendant de la distance et les artefacts de volume partiel sont présents dans chaque procédure SPECT effectuée dans le monde aujourd'hui. Même avec ces limitations, la TEMP continue d'être une procédure dominante pour la prise en charge des patients atteints de coronaropathie. Nous nous limiterons qu'à l'étude de phénomène de l'atténuation dans notre thèse.

## 6.8 Description des effets physiques :

### 6.8.1 Interaction des photons avec la matière

On dit qu'un photon interagit avec la matière quand il communique la totalité ou une partie de son énergie à un électron de la matière. Cette interaction a un caractère aléatoire et peut se faire selon deux formes dans le domaine des énergies des photons utilisés en médecine nucléaire : les effets photoélectriques et Compton.

#### ➤ Effet photoélectrique

C'est l'interaction d'un photon situé sur une orbite atomique, la totalité de l'énergie du photon est communiquée à l'électron. Lors de l'interaction par effet photoélectrique on considère que toute l'énergie du photon incident est communiquée à un électron de la matière **(118) (figure33)**.

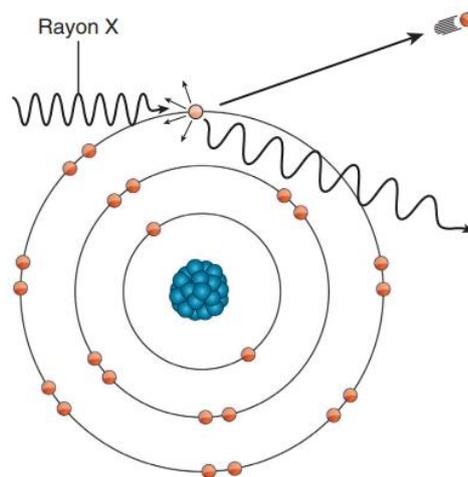


Figure 33 : Représentation de l'effet photoélectrique

D'après **(118)**

➤ Effet Compton

C'est l'interaction d'un photon avec un électron libre peu lié de la matière, dans ce cas une partie seulement de l'énergie du photon est communiquée à l'électron. Il existe toujours un photon diffusé (118) (figure34).

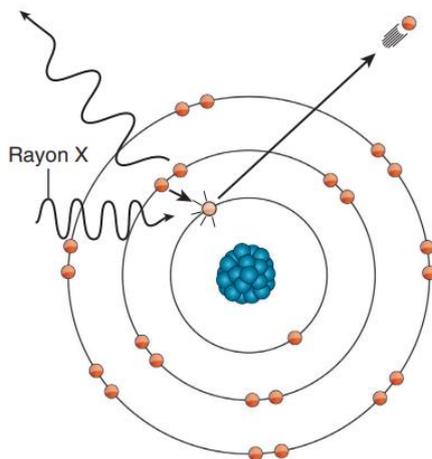


Figure 34 : Représentation de l'effet Compton

D'après (118)

➤ Création de paires

La production de paires se produit lorsqu'un photon passe près d'une particule chargée (généralement le noyau d'un atome). Le photon est détruit et une paire positron-électron ( $\beta^+$ ,  $\beta^-$ ) est créée. (figure 35).

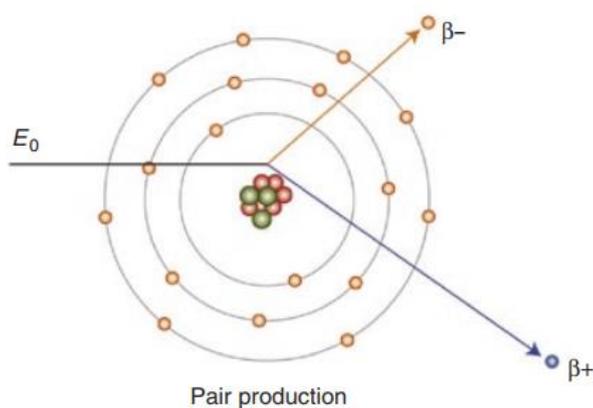


Figure 35 : Création de paires

D'après (118)

### 6.8.2 Description de l'atténuation du signal en TEMP

Lorsque les photons gamma se propagent dans l'organisme après y avoir été émis par le radiotraceur, il se produit l'un de trois phénomènes suivants :

- ✓ Soit ils (les photons  $\lambda$ ) n'interagissent pas avec les atomes du milieu traversé auquel cas ils franchissent l'organisme et se font détecter par le système imageur.
- ✓ Soit il y a l'effet photoélectrique, auquel cas, le photon gamma heurte un atome et libère un électron. Et la totalité de l'énergie du photon est transférée à l'électron. Le Photon est complètement absorbé, donc ne s'échappera jamais de l'organisme pour se faire détecter. C'est le premier cas du phénomène de l'atténuation.
- ✓ Il peut y avoir aussi l'effet Compton, auquel cas le photon gamma interagit avec un atome. Il transfère une partie de son énergie pour donner naissance à un autre photon. Du fait de sa faible énergie, ce dernier peut soit être absorbé par effet photoélectrique soit être dévié de sa direction d'incidence. Par conséquent il est soit détecté est c'est le phénomène de la diffusion, soit diffusé à un angle suffisamment grand pour qui il ne peut pas être détecté. C'est aussi une autre forme de l'atténuation.

À travers la figure (35) ci-dessous, nous constatons que le photon s'est totalement absorbé et n'atteint pas le détecteur engendrant donc une sous-estimation de cette zone. Le photon d qui par effet Compton est dévié hors du champ de détection. Là encore, nous aurons une sous-estimation du signal. Une détection parfaite du photon a due au fait qu'il est proche du détecteur, donc une faible probabilité d'interaction avec l'organisme. Le photon b est tout de même détecté après avoir subi une déviation par effet Compton (c'est la diffusion), mais cela reste une sous-estimation de cette zone.(119).

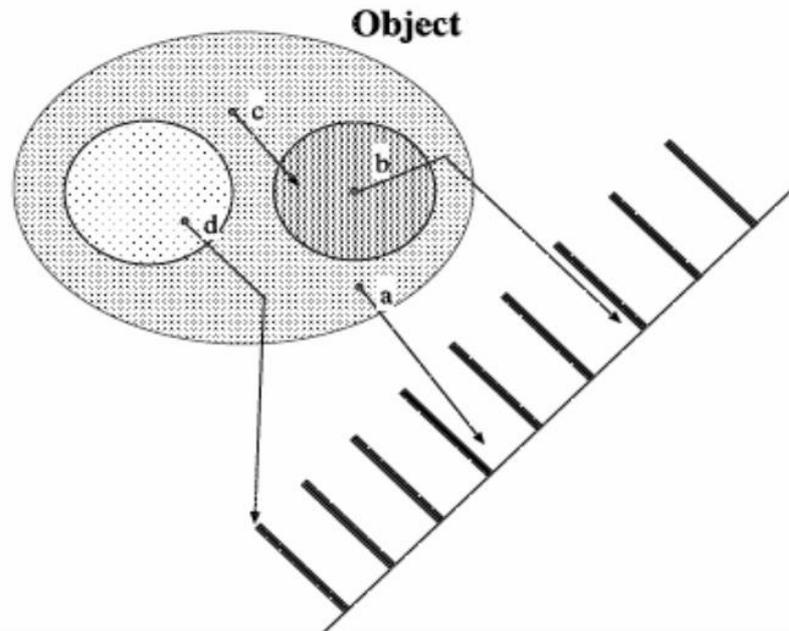


Figure 36 : Illustration du schéma de la dispersion du photon dans l'organisme et de sa détection au niveau du détecteur.

D'après (119)

L'atténuation est d'autant plus importante que la probabilité d'interaction est forte. La capacité d'atténuation est évaluée par un coefficient d'atténuation linéique noté  $\mu$ . Il est proportionnel à cette probabilité et s'exprime en  $\text{cm}^{-1}$  (120).

L'intensité du photon décroît avec l'organisme traversé comme son activité décroît

Dans le temps selon une loi exponentielle. Elle est modélisée mathématiquement par :

$$N = N_0 \exp \int_0^l -\mu(l) dl$$

$N_0$  est l'activité initiale émise et  $N$  celle captée par le détecteur.  $L$  est la profondeur dans le milieu traversé par le photon gamma.  $\mu$  Est le coefficient d'atténuation linéique, il est souvent appelé carte d'atténuation, autrement dit il représente la probabilité d'interaction d'un photon par unité de longueur. Le coefficient d'absorption totale s'écrit comme suit :

$$\mu = \mu_{\text{Photoélectrique}} + \mu_{\text{Compton}} + \mu_{\text{Rayleigh}}$$

### 6.8.3 Impact de l'atténuation en tomoscintigraphie myocardique

Parmi les éléments physiques dégradant les images en TEMP de perfusion myocardique, l'atténuation du signal est celle qui engendre le plus d'artéfacts sur les images reconstruites (121, 122).

L'atténuation entraîne une sous-estimation progressive de la radioactivité du bord vers le centre de l'image. Celle-ci peut changer d'un facteur 5 jusqu'à un facteur 50 selon l'énergie des photons émis par le radio traceur et la taille du corps du patient (123). La figure 37 montre l'impact de l'atténuation en TEMP de perfusion pour une image reconstruite d'un fantôme cylindrique rempli d'une activité uniforme de T201

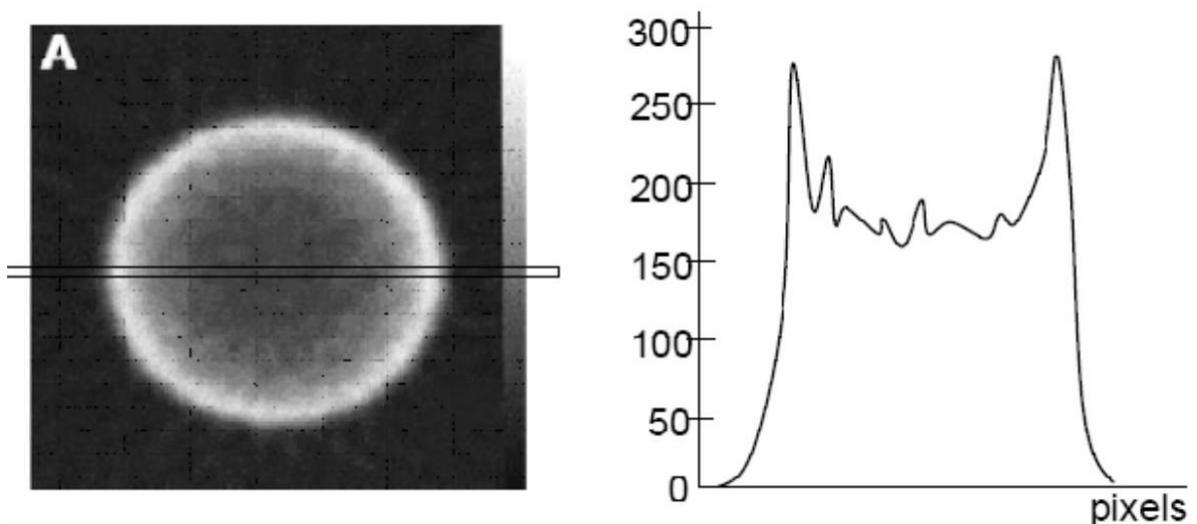


Figure 37 : Variation de la fixation radioactive sur la reconstruction d'une distribution uniforme.

D'après (123)

En médecine nucléaire, l'atténuation produit des biais de quantification relative du signal qui entraînent des artéfacts bien connus. Sans correction de l'atténuation, les structures voient leur activité d'autant plus sous-estimée qu'elles sont profondes. Même chez les patients sains, nous pouvons observer une activité d'intensité moindre (124).

Deux cas de figure sont rencontrés pratiquement :

- L'atténuation diaphragmatique chez l'homme : au niveau de la paroi inférieure (124).
- l'atténuation mammaire chez la femme : elle se distingue par une faible activité dans les parois antérieure et apicale du myocarde (103, 122).

L'image suivante représente une coupe reconstruite petite axe (PA), d'une patiente indemne de pathologie cardiovasculaire après examen de scintigraphie, au repos et à l'effort. À gauche, vous avez l'image à l'effort. Et à droite l'image obtenue au repos.

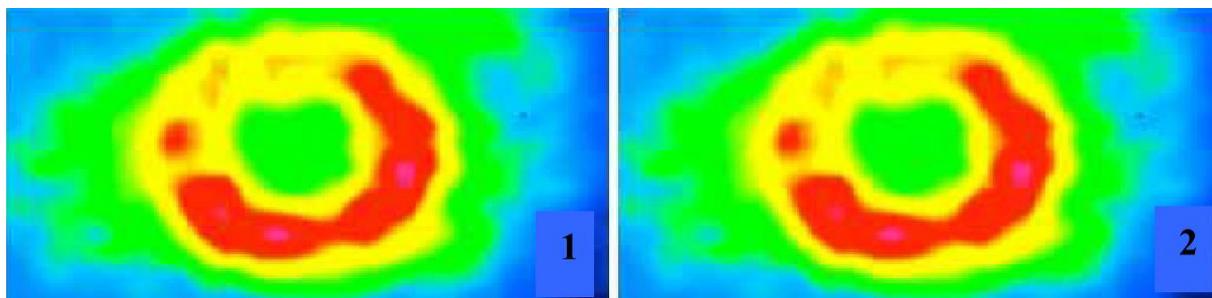


Figure 38 : Illustration de l'atténuation mammaire chez une femme en TEMP.

1 : Image du stress.

2 : Image du repos.

De nombreuses études montrent l'importance de la correction de l'atténuation en cardiologie nucléaire (3, 120, 122, 125).

## 6.9 Méthodes proposées pour s'affranchir de l'atténuation en TEMP

### 6.9.1 Les méthodes directes : utilisation de la carte d'atténuation TDM

Les méthodes directes sont celles qui utilisent un couplage des données TEMP avec la carte d'atténuation, on a deux cas de figure :

### 6.9.2 Estimation de la carte d'atténuation du patient

La distribution de l'atténuation du patient peut s'obtenir par différentes méthodes à savoir :

- Acquisition tomographique en transmission.
- Ou bien par des méthodes d'estimations (104, 126-128).

La méthode la plus utilisée est celle qui consiste à acquérir des données de transmission par une source gamma externe. Cette acquisition peut s'obtenir sur le même appareil, avant, pendant ou après l'acquisition de données en émission (129-134). La méthode la plus fréquemment utilisée est celle de la RPF(135). Des algorithmes de type itératifs sont aussi utilisés (136).

- **Méthodes de conversion de données de transmission TDM en coefficients linéiques :**

Les coefficients d'atténuation sont mesurés en unités Hounsfield (UH) avec H définie par :

$$H(x, y) = 1000 \left( \frac{\mu(x, y)}{\mu_{eau}} - 1 \right)$$

Dans cette échelle, l'air a une valeur  $H = -1000$ , l'eau a une valeur  $H = 0$  et les tissus plus denses que l'eau ont une valeur  $H > 0$ . L'os quant à lui a une valeur qui varie entre 1000 et 2000 tandis que les tissus adipeux ont des valeurs de l'ordre de -100. Il existe trois méthodes permettant de convertir les données en unité Hounsfield en carte d'atténuation linéique : la segmentation (137), la mise en échelle (122, 138-141) et l'acquisition TDM avec deux énergies (142).

➤ **Méthodes analytiques de la correction de l'atténuation avec les données TDM**

On l'appelle la transformée de Radon atténuée. Les méthodes proposées, pour inverser analytiquement, peuvent être classées en deux catégories : les méthodes post correction et les méthodes de pré correction. Le principe des méthodes post correction consiste à multiplier les sinogrammes des projections acquises par des coefficients de la carte d'atténuation (80, 143-146), les méthodes pré correction consistent à multiplier les images reconstruites par les facteurs de correction afin de compenser l'atténuation. La méthode la plus utilisée est celle proposée par Chang(147, 148), toutes ces méthodes présentent leurs limites pour les régions composées de différents milieux atténuant comme c'est le cas pour la cage thoracique.

➤ **Les méthodes itératives de la correction de l'atténuation**

Les techniques itératives pour l'inversion de la transformation de Radon atténuée sont des méthodes d'optimisation. Leurs buts sont de déterminer la meilleure estimation possible de la contribution de l'organe à reconstruire en se basant sur les données des projections acquises.

Coupe ventriculaire gauche petit axe

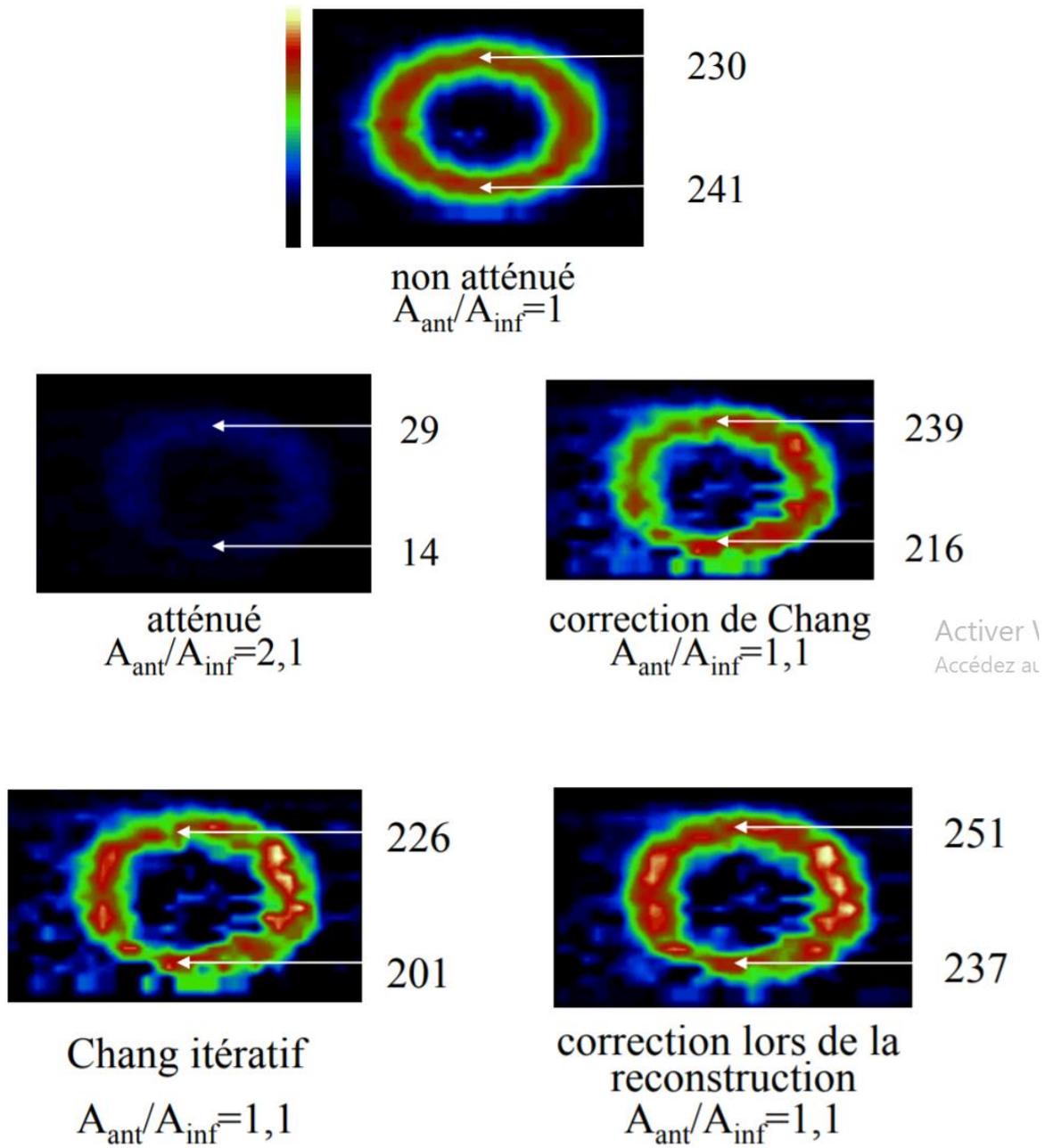


Figure 39 : Illustration de différentes méthodes de correction d'atténuation

D'après (149)

La figure (39) illustre les différentes méthodes de correction d'atténuation connue sous le nom de correction itératif de Chang (149)

### 6.9.3 Les méthodes indirectes

#### ➤ Synchronisation de la TEMP à l'électrocardiogramme (ECG)

La tomoscintigraphie synchronisée à l'ECG ou Gated SPECT en anglais est une technique qui consiste à synchroniser l'examen de scintigraphie de perfusion myocardique à l'ECG.

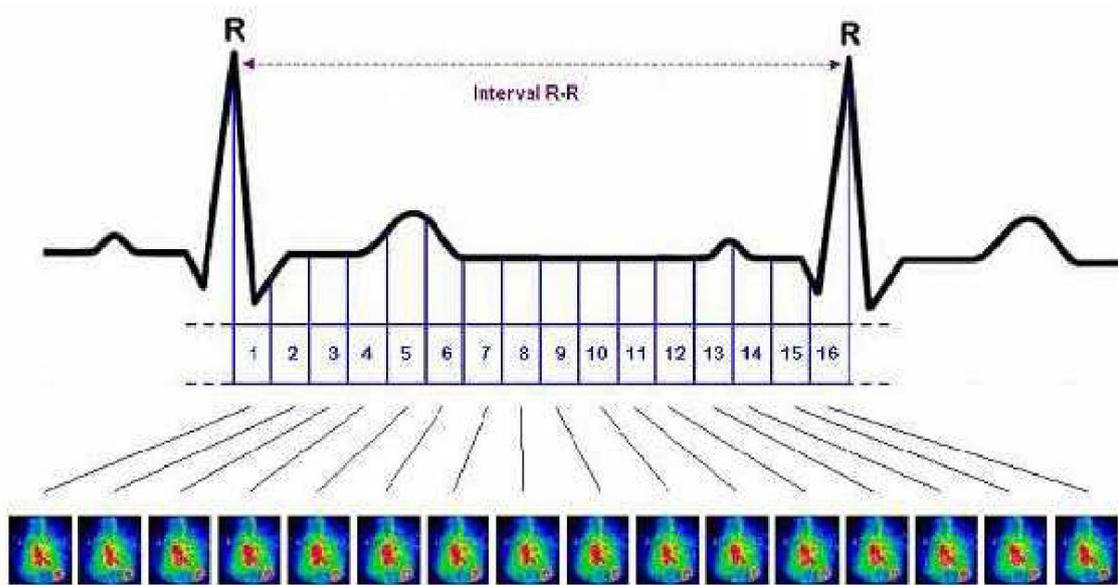


Figure 40 : Synchronisation des images de la scintigraphie par rapport à l'ECG.

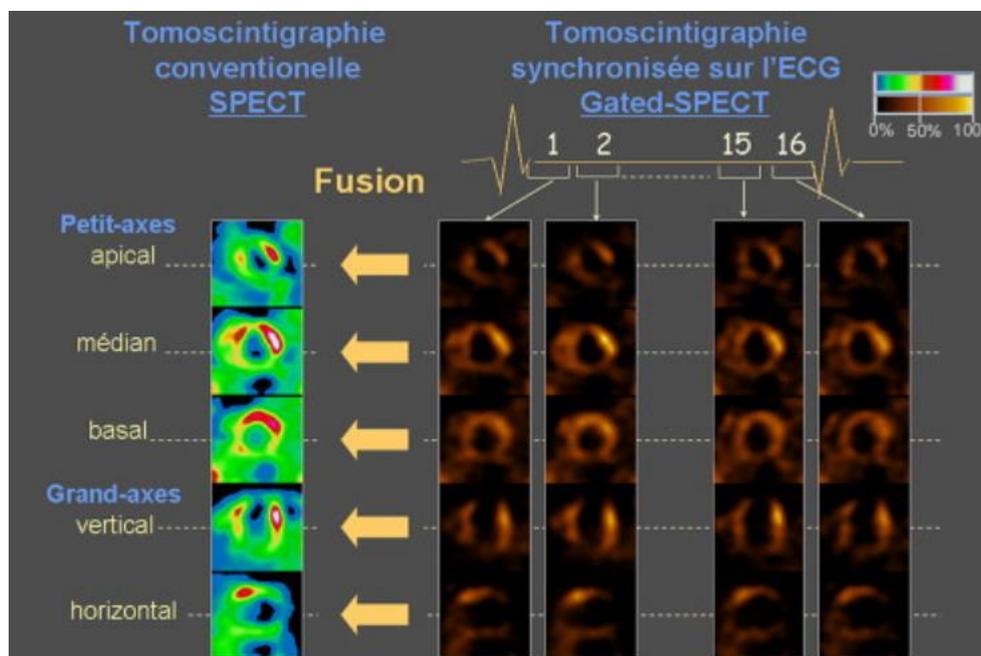


Figure 41 : Principe des acquisitions synchronisées sur l'ECG (Gated-SPECT)

Cette association de synchronisation de l'ECG à l'acquisition TEMP permet d'améliorer la spécificité de l'examen (115, 150-154). Par exemple, une hypoperfusion associée à une

anomalie de la cinétique traduit une anomalie avérée. En revanche, hypoperfusion associé d'une cinétique normale n'est pas concluant. Ainsi une sidération myocardique post-ischémique peut être mise en évidence **(155, 156)**.

Ce phénomène peut apparaître chez les patients suspects d'insuffisance coronarienne en l'absence d'IDM. Dans ce cas, le Gated SPECT permet de s'affranchir des artéfacts en montrant une conservation de l'épaississement et de la cinétique pariétale, alors qu'une hypoperfusion régionale irréversible due à un IDM laissera apparaître une absence d'épaississement et une anomalie de la cinétique de la paroi. La technique de Gated SPECT permet en plus de l'étude de la perfusion myocardique, de calculer la fraction d'éjection ventriculaire gauche et les volumes cavitaires gauches par détection automatique des contours endocardiques et épicaux **(115, 154)**.

#### ➤ **Acquisition en décubitus dorsal versus décubitus ventral**

Le manque de spécificité de la scintigraphie myocardique au niveau de la paroi inférieure est un problème connu. La spécificité de l'hypofixation inférieure est moindre que celle de l'hypofixation antérieure, surtout quand les acquisitions sont faites en décubitus dorsal **(157)**. En vue d'améliorer l'étude de la paroi inférieure, plusieurs propositions ont été lancées **(106, 158)**. Elles ont toutes pour but de diminuer l'effet de l'atténuation photonique, qui est à l'origine de l'hypoperfusion relative de la paroi inférieure chez les hommes et antérieure chez les femmes. Différentes propositions ont été étudiées : la plus acceptable est celle d'une acquisition en décubitus ventral. C'est la plus utilisée en pratique clinique.

Le principe de cette méthode consiste à faire des acquisitions successives en décubitus ventral (DV) et en décubitus dorsal (DD) .Le but est de minimiser l'atténuation en particulièrement de la paroi inférieure, mais également de la paroi antérieure liée à l'atténuation mammaire. Une comparaison des images obtenues est obligatoire pour l'interprétation des images reconstruites. Si l'hypofixation observée en DD par exemple, se normalise en DV le diagnostic est négatif. Et dans le cas contraire, le diagnostic est positif.

Une étude a été réalisée par Macé pour mettre en exergue l'intérêt de l'acquisition des images en décubitus ventral systématique par rapport à l'acquisition en décubitus dorsal **(158, 159)**. La figure 42 montre des images tomographiques d'un patient de 82 kg et 172 cm qui présente à l'épreuve d'effort un examen négatif et une coronarographie normale. Nous remarquons l'importance de l'hypofixation postéro inférieure en décubitus dorsal, celle-ci se normalise en décubitus ventral.

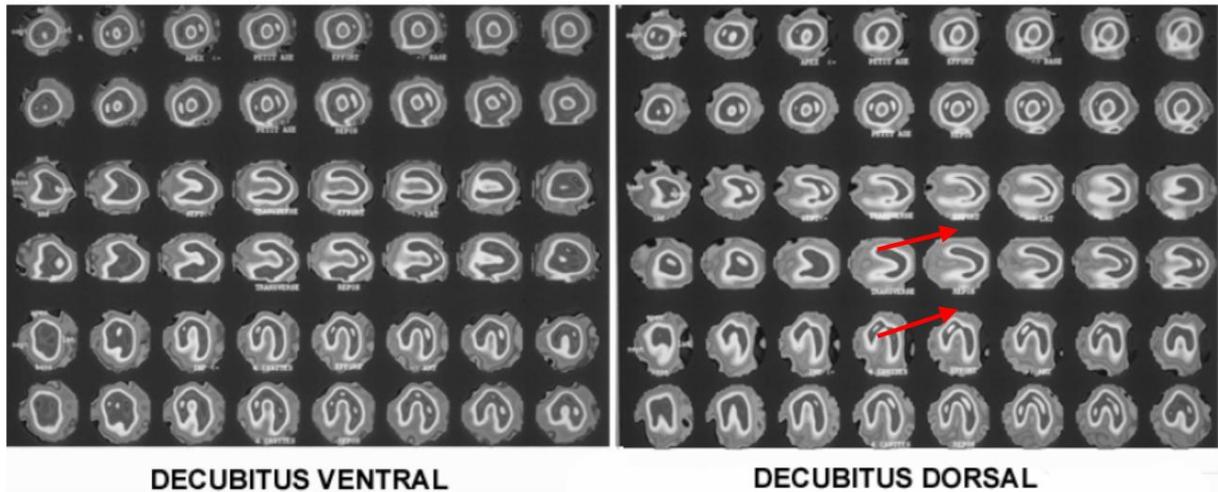


Figure 42 : Images tomographiques de perfusion myocardique acquises en DV et DD

Tableau 13 : comparaison de la sensibilité, de la spécificité et de la valeur prédictive positive entre l'acquisition en décubitus ventral versus l'acquisition en décubitus dorsal

*Comparaison de la sensibilité, de la spécificité et de la valeur prédictive positive de l'acquisition en décubitus ventral versus l'acquisition en décubitus dorsal chez les patients sans antécédent d'infarctus.*

	<b>Décubitus ventral</b>	<b>Décubitus dorsal</b>
<b>Sensibilité</b>	74%, (70/94 patients)	80%, (75/94 patients)
<b>Spécificité</b>	95%, (147/154 patients)	63%, (98/154 patients)
<b>Valeur Prédictive Positive</b>	88%, (217/248 patients)	71%, (177/248 patients)

➤ **Acquisition sur 360/180**

L'acquisition des images sur une orbite de 180 degrés est considérée comme le standard, utilisé en tomoscintigraphie cardiaque. Théoriquement, l'acquisition sur 360 degrés est préférable du fait qu'elle offre plus d'informations. Cette hypothèse a suscité de nombreuses études pour évaluer l'influence de ces deux modes d'acquisitions selon trois critères : l'homogénéité, l'étendue des anomalies et le rapport signal bruit des images reconstruites (160). Les avis divergent. Certaines études faites sur des sujets normaux

montrent que les images reconstruites des données acquises sur 180° présentent une inhomogénéité par rapport aux images issues des données acquises sur 360°. Cette différence est non discernable visuellement (120, 161)

### ➤ **Changement de la position des seins**

Le changement de la position des seins est un autre moyen employé pour s'affranchir de l'atténuation mammaire, le clinicien essaie à l'aide d'une bande adhésive, de dégager le sein de l'ombre du cœur en vue d'espérer à diminuer les effets de l'atténuation mammaire.

#### 6.9.4 Impact clinique de la correction d'atténuation

Nombreuses études cliniques évaluant la correction d'atténuation des artefacts ont été abordées dans la littérature (tableau 14) (121, 162, 163). Une des études les plus intéressantes était celle de Ficaro et al. Qui ont rapporté des résultats de la correction d'atténuation sur les fantômes et une cohorte de patients en utilisant trois détecteurs. Ils ont démontré une amélioration significative de l'exactitude diagnostique chez 60 patients ayant bénéficié d'une tomoscintigraphie myocardique au sestamibi-99m Tc, avec une amélioration significative de la spécificité (de 48 à 82 %)(164). Le tableau ci-dessous résume les principales études réalisées dans différents centres avec différents appareillages.

Tableau 14 : valeur diagnostique de correction d'atténuation

Valeur diagnostique des systèmes de correction d'atténuation.  
Diagnostic value of attenuation correction systems.

Auteurs	Système	n	Sensibilité %		Spécificité %		Normalité %	
			NC	CA	NC	CA	NC	CA
Ficaro	U Mich	119	78	84	48	82	88	98
Hendel	ADAC	200	76	78	44	50	86	96
Links <sup>a</sup>	SMV	112	84	88	69	92	69	92
Gerson <sup>b</sup>	Picker	113	85	90	ND	ND	72	70
Gallowitsch	Elscint	49	89	94	69	84	ND	ND
Lenzo <sup>b</sup>	Siemens	171	93	93	84	88	78	85
Xu		650	83	84	65	70	90	94
Bateman		247	ND	ND	64	86	93	98

NC : images TEMP non corrigées de l'atténuation ; CA : images TEMP corrigées de l'atténuation ; ND : non disponible.

<sup>a</sup> Intégrant la correction de mouvement, de la profondeur (*depth-dependent*) et la correction du flou.

<sup>b</sup> Intégrant la correction du diffusé.

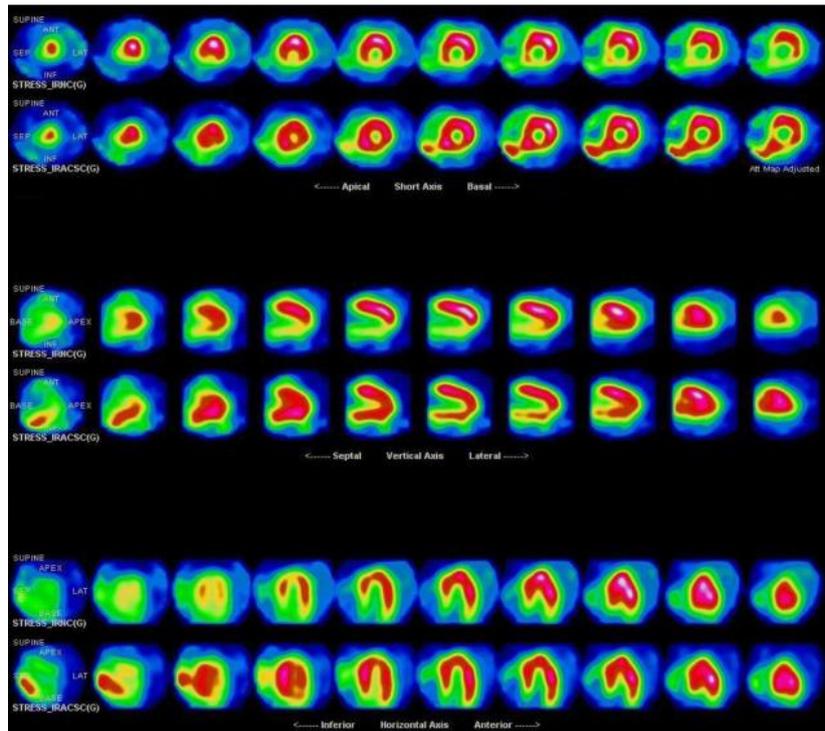


Figure 43 : illustration d'un artéfact d'atténuation corrigée par TDM

D'après (165)

La figure 43 montre la TSM d'un Mr V.M., âgé de 73 ans, contrôle d'une cardiopathie ischémique. Images de stress : hypoactivités inférieure et inféroseptale sur les images non corrigées (IRNC). Correction partielle de l'hypoactivité inférieure sur les images corrigées (IRAC) (165).

## II. ÉTUDE PRATIQUE

## 7 Problématique et justificatif de l'étude

La coronaropathie est un problème majeur de santé publique, dont la prévalence est évaluée à 3.7 % en France selon le centre d'épidémiologie sur les causes médicales de décès de l'INSERM (Programme MONICA de l'Organisation mondiale de la Santé). L'incidence de NSTEMI est proche de 100 000 cas par an (**166, 167**). La mortalité attribuée aux coronaropathies (par infarctus du myocarde ou mort subite) est estimée à 46 000 décès par an. Même si elle est en diminution, il existe une mortalité non négligeable pré hospitalière, ce qui nécessite la réalisation d'une stratégie de prévention efficace. À l'heure actuelle, nombre de techniques sont disponibles pour l'imagerie cardiovasculaire. Le but principal de ces différentes techniques d'imagerie est, outre le fait d'améliorer la prise en charge des coronaropathies, de limiter le recours à la coronarographie (technique invasive et coûteuse), aux patients ayant besoin d'une revascularisation ou d'un pontage. Or, actuellement, 30,6 % des patients explorés par coronarographie n'ont pas d'intervention ultérieure (données de l'ATIH, Agence Technique de l'Information sur l'Hospitalisation en 2007). La détection de la maladie coronarienne est d'une extrême importance clinique, du fait de ces implications thérapeutiques et médico-économiques ; l'étude de la perfusion myocardique par les radio-isotopes est devenue un outil indispensable dans l'évaluation de patients souffrant ou pouvant souffrir de maladie artérielle coronarienne. L'intérêt de la scintigraphie myocardique de perfusion (SPM) par émission monophotonique (TEMP) est bien établie en matière de diagnostic, de surveillance, d'évaluation pronostique et de sélection du traitement approprié chez les patients porteurs de cardiopathie ischémique suspectée ou connue (**168**) cependant, l'apport de la scintigraphie myocardique peut être diminué par de nombreux facteurs à l'origine d'artéfacts, dégradant ainsi la qualité de l'image et faussant l'interprétation des résultats (**1**). Plusieurs hypothèses ont été avancées pour expliquer les artéfacts : il pourrait s'agir d'une diminution du nombre de coups au niveau de la paroi inférieure à cause d'une atténuation diaphragmatique, au niveau de la paroi antérieure chez les femmes suite à une atténuation des seins(**169**) ou encore de changement dynamique et positionnel du volume ventriculaire gauche durant les 20 minutes suivant l'épreuve d'effort (**170**).

Diverses techniques ont été utilisées pour minimiser l'impact de l'atténuation :

- L'immobilisation du sein ;
- Acquisition des images en décubitus ventral ;

- L'acquisition synchronisée à l'ECG ou GATED-SPECT ;
- L'allongement du temps d'attente avant l'acquisition des images de stress(120) ;
- La modification du Protocole d'acquisition (tomoscintigraphie sur 360°) doublant de ce fait le temps d'acquisition (171). Ou encore l'application d'une correction d'atténuation en utilisant la TEMP/TDM.

Le but de notre travail est de comparer les images de scintigraphiques myocardique (SPM) sans correction de l'atténuation (IRNC) et avec correction de l'atténuation (IRAC) en SPECT/CT afin d'évaluer le gain éventuel que cette dernière pourrait apporter dans des conditions de routine hospitalière.

L'acquisition d'une nouvelle gamma-caméra hybride double tête intégrant un tomodynamomètre (TEMP/TDM Discovery 670 DR, GE Healthcare) dans notre service de Médecine nucléaire à l'HMRUCConstantine, nous a amenés à proposer un travail, appliqué sur notre population algérienne

## 8 Objectifs de l'étude

### 8.1 Objectif principal

Évaluer la performance diagnostique en matière de sensibilité, spécificité et précision diagnostique que pourrait apporter la correction d'atténuation basée sur la TDM en scintigraphie myocardique TEMP/TDM en comparaison avec des images de tomoscintigraphies myocardiques non corrigées ; chez des patients coronariens connus ou chez des patients avec suspicion de coronaropathie, recrutés dans notre service de Médecine nucléaire de l'HMRUC.

### 8.2 Objectifs secondaires

Évaluer la performance diagnostique en matière de sensibilité, spécificité des patients de notre étude selon :

- Le BMI
- Le sexe

## 9 Protocole de l'étude :

### 9.1 Type de l'étude :

Étude de type diagnostique, prospective et monocentrique, qui s'est déroulée à l'hôpital militaire régional universitaire de Constantine (HMRUC) durant la période allant de février 2021 à mars 2023.

## 10 Matériel de l'étude :

### 10.1 Population de l'étude :

Les patients ont été recrutés à partir des services de cardiologie des centres hospitalo-universitaires de Constantine suivants :

- Hôpital Militaire Universitaire de Constantine (HMRUC).
- centre hospitalo-universitaire de Constantine (CHUC).
- Établissement hospitalo-universitaire spécialisé en cardiologie et chirurgie cardiaque ERRIADH et d'autres institutions sanitaires.

Le nombre de patients a été calculé selon la formule statistique suivante :

$$\text{Taille} = P(1-P) Z^2 / I^2$$

P : prévalence de la coronaropathie 3.7 %, déduite à partir des études similaires.

$$N = (1.96)^2 \times P \times (1-p) / I^2$$

$$P = 0.037$$

$$1-P = 0.963 : I = \text{précision } 0.05 \text{ donc } N \approx 55.$$

55 patients représentent la taille minimale de l'échantillon.

85 patients (hommes et femmes) ont été inclus dans cette étude qui ayant fait une coronarographie récente datant  $\pm 3$  mois de la tomoscintigraphie myocardique et qui répondent bien aux critères d'inclusion de l'étude, donc la taille de l'échantillon est de 85 patients.

### 10.2 Modalités de recrutement

La majorité des sujets a été sélectionnée au préalable, dans leur service d'origine, avant d'être adressée au service de médecine nucléaire de l'HMRUC pour la réalisation d'une TSM, seuls les patients ayant droit aux soins à l'HMRUC (situation : militaire, famille militaire, affiliée à la caisse militaire, civils autorisés...) et répondant aux critères sous décrits, ont été sélectionnés.

### 10.3 Critères d'inclusion :

- Patients coronariens connus des deux sexes (documentés par une coronarographie récente) dans le cadre de l'étude.
- Patients avec suspicion de coronaropathie.

### 10.4 Critères de non-inclusion :

- Antécédents d'un infarctus du myocarde récent ou syndrome coronarien aigu récent (moins d'un mois) ;
- Bloc de branche gauche à l'ECG ;
- Grossesse ;
- toute contre-indication à la scintigraphie myocardique (valvulopathie sévère, patient non coronarien stable, insuffisance cardiaque terminale) ;
- Âge moins de 18 ans).

### 10.5 Critères d'exclusion :

- Patients n'ayant pas respecté le protocole de préparation pour l'épreuve d'effort ;
  - Mouvement brusque lors de l'acquisition de la TSM ;
  - Patients ayant une coronarographie dépassant 3 mois avant ou après la TSM ;
- On a exclu 15 patients ; 07 patients ayant une coronarographie dépassant les 3 mois avant/après l'examen scintigraphique, 05 patients n'ayant pas respecté le protocole de l'épreuve d'effort et 03 patients ayant eu un mouvement brusque lors de l'acquisition de la tomoscintigraphie myocardique.

Au total on a retenu 85 patients sur 100 recrutés et qui répondent bien aux critères d'inclusion de l'étude.

### **Consentement éclairé**

Conformément à l'article 21, chapitre 3 de l'arrêté N° 387 du 31 juillet 2006 relatif aux essais cliniques du consentement de la personne. Les cas sont informés de façon complète et loyale, en des termes compréhensibles des objectifs de l'étude et de leur droit de refuser de participer à l'étude.

## 11 . Méthodes :

Tous les patients ont eu, un interrogatoire minutieux, un examen clinique, biologique, et échographie cardiaque dans leur service d'origine, avant d'être adressés au service de médecine nucléaire de l'HMRUC où ils ont eu une épreuve de stress (Effort sur tapis roulant ou injection de Persantine), puis une tomoscintigraphie myocardique de perfusion post stress suivie d'une acquisition de scanner de courte durée (16 S) pour la correction de l'atténuation. La conduite à tenir ultérieure et le suivi ont été assurés par le médecin traitant respectif à chaque patient.

### 11.1 RECUEIL DES DONNÉES

Le recueil des données s'est déroulé comme suit :

1. Lecture de la lettre d'orientation de chaque patient, envoyé sous forme de formulaire, que le médecin traitant a dû remplir suivant les dernières données cliniques et biologiques, avant d'adresser le patient ;
2. Interrogatoire des patients dans le service de médecine nucléaire de l'HMRUC ;
3. Saisie des données sus décrites ainsi que les résultats de l'ECG de base, de l'échographie cardiaque, le bilan biologique, la coronarographie si elle était disponible, le jour de l'examen, dans un dossier propre à chaque patient ;
4. La taille et le poids, mesurés grâce à une toise-pèse-personne par le technicien du laboratoire, dans une chambre dédiée, puis calcul de l'IMC, selon la formule,  $IMC = \text{poids (kg)}/\text{taille m}^2$  ;
5. Les patients ont été classés en : maigre (IMC inférieur à 20 kg/m<sup>2</sup>), poids normal (IMC entre 20-24,9 kg/m<sup>2</sup>), surpoids (IMC entre 25-29,9 kg/m<sup>2</sup>) et obésité (IMC  $\geq 30$  kg/m<sup>2</sup>).
6. Le Tour de Taille (TT), mesuré par un mètre ruban, en fin d'expiration, à mi-distance entre la cote et la crête iliaque, parallèle au sol, sans compression de la peau, l'obésité abdominale définie selon NCEP ATP III (172) par un TT > 102 cm chez l'homme, un TT > 88 cm chez la femme, classée selon le sexe en normale (TTN) et pathologique (TTP) ;

Les données colligées, les variables cliniques et biologiques sont répertoriées dans l'annexe.

#### 7— Facteurs de risques cardiovasculaires :

- Âge :  $\hat{A}ge \geq 50$  ans (H) et  $\geq 60$  ans (F),
- Antécédents familiaux d'événements documentés cardio cérébro-vasculaires

- **Hypertension artérielle** : La mesure de celle-ci a été réalisée après 15 minutes de repos en position demi-assise. Les résultats sont portés en millimètre (mm) de mercure (Hg). L'HTA (hypertension artérielle) est définie comme une élévation persistante de la PA mesurée au cabinet médical, PAS (systolique)  $\geq 140$  et/ou PAD (diastolique)  $\geq 90$  mmHg selon les recommandations de la société européenne de l'hypertension artérielle (ESH/ ESC 2018), ce qui équivaut à une PA en moyenne à la MAPA (mesure ambulatoire de la pression artérielle) pendant 24 heures  $\geq 130/80$  mmHg ou à l'automesure  $\geq 135/85$  mmHg(173)
- **Présence d'une dyslipidémie** explorée par un bilan lipidique (Cholestérol-LDL  $> 1,60$  g/l ou taux de HDL  $< 0,4$  g/l quel que soit le sexe, ou un taux de triglycérides  $> 1,5$  g/l (174) .
- **Diabète sucré** : (défini par une glycémie plasmatique basale  $\geq 1,26$  g/l ou une hyperglycémie provoquée par voie orale  $\geq 2$  g/l, ou un patient sous traitement hypoglycémiant(175) ;
- **L'existence d'une sédentarité** (absence d'activité physique de 30 minutes trois fois par/Semaine)(172) ;
- **la ménopause** : qui se définit par la disparition des règles (aménorrhée) depuis au moins un an.

**Les comorbidités :**

- L'insuffisance rénale, définie par une clairance de créatinine inférieure à 90 ml/min ou malade dialysé ;
- Maladies cérébro-vasculaires ischémiques :
- Histoire de maladie vasculaire cérébrale ischémique : considérée comme la présence d'accident ischémique transitoire (AIT) (brefs épisodes de déficits neurologiques focaux dus à une ischémie cérébrale dans le territoire carotidien ou vertébral) ou la présence d'un accident vasculaire cérébral ischémique constitué ou antécédent d'un accident vasculaire cérébral hémorragique.

## 11.2 INFORMATION ET PRÉPARATION DU PATIENT

Le jour de l'examen, tous les patients sont à jeun. Le bêta bloquant et les inhibiteurs calciques ont été arrêtés au minimum 48 heures avant l'examen, alors que les dérivés nitrés ont été supprimés juste les 24 heures qui ont précédé l'examen (sauf contre-indication absolue). Cette précaution concernait uniquement les patients chez qui une épreuve d'effort couplée à la TSM était prévue pour la recherche d'ischémie myocardique. Les produits et les médicaments contenant des dérivés de la caféine ou des bases xanthiques (théophylline)

ont été également supprimés, au moins 12 heures avant le test au Dipyridamole. Les patients ont été informés du déroulement de l'examen et en particulier de la nécessité d'être strictement immobile. Les objets métalliques ont été enlevés et, si cela n'était pas possible, ils ont été notés, car ils peuvent être à l'origine d'artéfacts d'atténuation.

Une épreuve démaquillée se fait avec un arrêt de traitement anti ischémique, maquillée se fait sans arrêt du traitement anti ischémique, alors une épreuve non maquillée se fait chez un patient qui ne prend aucun traitement anti ischémique.

### 11.3 ÉPREUVES DE STRESS

#### 11.3.1 Épreuve d'effort :

L'épreuve d'effort a été effectuée sur tapis roulant (marque GE, mise en marche en 2011) avec un enregistrement continu d'un ECG 12 dériviations, sous le contrôle d'un cardiologue. Elle a été réalisée chez tous les patients sauf contre-indications et circonstances qui empêchent son interprétation qui sont les suivantes :

- ✓ Infarctus myocardique en phase aiguë ou très récente et angor instable ;
- ✓ Hypertension artérielle sévère non contrôlée ;
- ✓ trouble du rythme ventriculaire ;
- ✓ Les cas où elle risque d'être mal tolérée : anémie sévère, insuffisance respiratoire, artérite des membres inférieurs, incapacité à marcher ou à pédaler ;
- ✓ Patients électrostimulés, BBG, ou syndromes de pré excitation.

L'épreuve d'effort a été réalisée selon le protocole de Bruce : paliers de 3 minutes chacun avec augmentation de la pente et de la vitesse du tapis à chaque palier.

Les critères d'arrêt de l'effort sont :

- ✓ Atteinte de 85 % de la fréquence maximale théorique (FMT) atteinte (FMT= 220-âge) ;
- ✓ Douleur intense limitant l'effort ;
- ✓ PAS>250mmhg ;
- ✓ Chute de la PAS ;
- ✓ Modifications significatives du ST ;
- ✓ Troubles de rythme ou de conduction ;

Les paramètres recherchés sont :

- ✓ Positivité clinique : survenue de douleur thoracique typique ;
- ✓ Positivité électrique : sous décalage du ST horizontal ou descendant  $\geq$  1 mm mesuré 0.06 à 0.08 seconde en précisant son amplitude, le moment de survenue et sa persistance ou non en récupération.

### 11.3.2 Épreuve au dipyridamole :

Le dipyridamole a été administré en perfusion continue et les posologies varient entre 0,14 mg/kg/min en 4 minutes (soit 0,56 mg/kg, protocole adopté dans notre étude)

En cas de survenue d'effet indésirable grave, il faut arrêter le dipyridamole, traiter de manière symptomatique et injecter par voie intraveineuse l'aminophylline, son antagoniste, à la posologie de 60–120 mg, sous surveillance de l'ECG.



Figure 44 : Salle d'épreuve d'effort

## 11.4 TOMOSCINTIGRAPHIE MYOCARDIQUE (TSM)

### 11.4.1 Protocole d'injection :

Le protocole d'injection du  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI adopté dans notre étude était celui de deux jours avec injection de : 11 MBq/kg du  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI au stress et au repos :

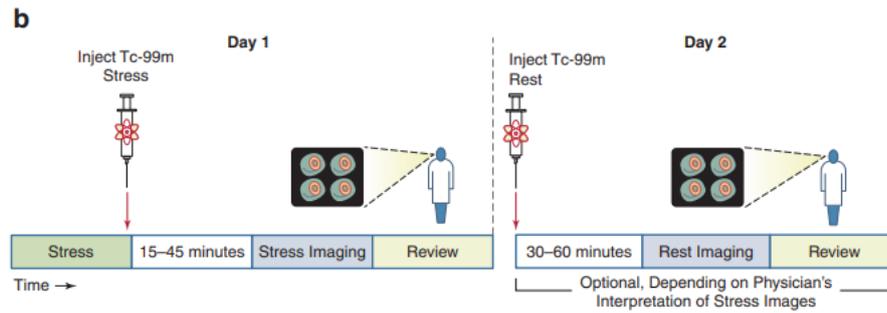


Figure 45 : protocole d'injection du 99mTc-MIBI

Les doses efficaces moyennes ont été déterminées à partir des données publiées par ICRP 0,0079 mSv/MBq à l'effort et 0,009 mSv/MBq au repos(176)

#### 11.4.2 Acquisition des images :

##### A. Type de gamma caméra et du collimateur :

Tous les examens ont été réalisés sur gamma-caméra hybride double tête intégrant un tomodensitomètre de 16 barrettes (TEMP/TDM Discovery 670DR, GE Healthcare). Date de sa première mise en marche était en décembre 2019. Toutes les images ont été acquises au moyen d'un collimateur de faible énergie haute résolution (Low energy high résolution [LEHR]) avec une fenêtre spectrométrique de 20 % centrée sur 140 keV (129–150 keV) pour le pic principal de Tc99 m. La correction de Jaszczak du diffusé n'a pas été appliquée.

##### B. Contrôle de qualité de la gamma-caméra :

###### a) Uniformité du champ :

Cette uniformité était vérifiée chaque jour. Les inhomogénéités aussi faibles que 1 % doivent être corrigées sinon elles entraînent des artefacts sur les images tomographiques et des erreurs de quantification (177)

###### b) Calibration de l'axe de rotation :

Les amplificateurs de position des signaux reçus par la caméra étaient précisément ajustés. Un défaut d'ajustement, même très faible, entraîne un défaut d'alignement des projections et lors de la rétroprojection il y aura une perte significative de résolution spatiale et une augmentation du bruit (178)

###### c) Position du patient :

Le patient était en décubitus dorsal, bras gauche positionné au-dessus de la tête.

d) Fenêtre en énergie :

La fenêtre d'énergie utilisée était de 20 % centrée sur 140 keV (pic d'énergie du technétium-99m) selon les recommandations du constructeur.

e) Orbite et projections :

Les deux têtes étaient en position orthogonale. Le mode de rotation était circulaire, pas à pas sur un angle de 180°, de l'oblique antérieur droit [+45°] à l'oblique postérieur gauche [- 45°]. On a réalisé 64 projections de 25 secondes chacune pour l'acquisition de stress et de repos.

f) Matrice et zoom :

Nous avons utilisé une matrice 64×64, associée à un zoom de 1.33

Taille de pixel : de l'ordre de 5mm

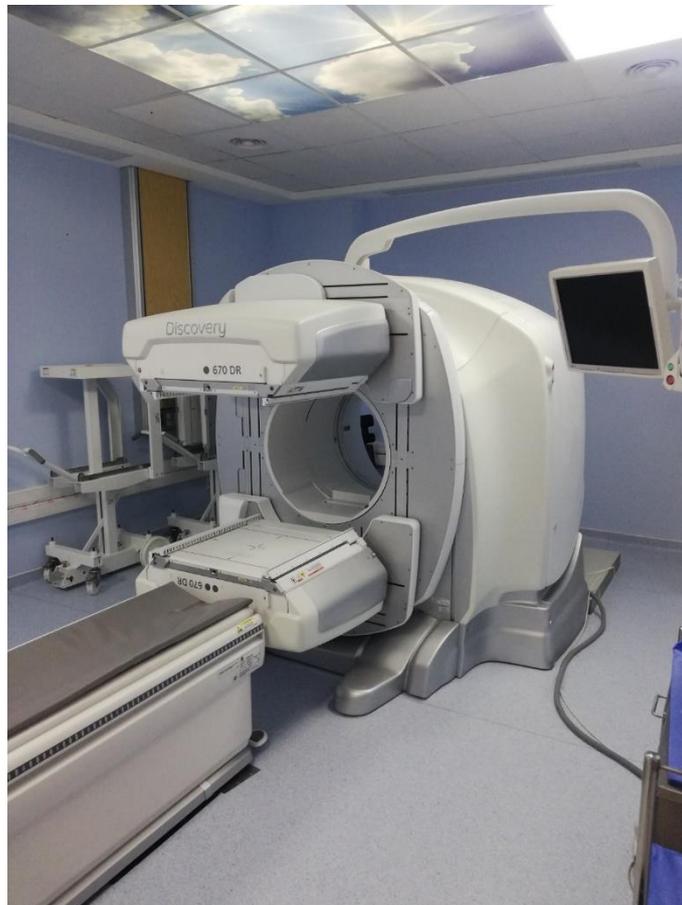


Figure 46 : SPECT/CT Discovery 670 DR GE Healthcare

Synchronisation à l'ECG (Gated SPECT) :

La synchronisation à l'ECG a été réalisée pendant l'acquisition de stress. Le cycle cardiaque a été découpé en 16 intervalles avec une fenêtre d'acceptation de 50 %.

### 11.4.3 Traitement des images :

#### a) Filtrage :

Le filtre qu'on a utilisé était le Butterworth (ordre 5, cutoff 0.25) pour l'étude de la perfusion et le Winner (cutoff 5) pour l'analyse des images synchronisées à l'ECG.

#### b) Reconstruction :

Une reconstruction itérative OSEM (nombre d'itérations = 2 et nombre de sous-groupes = 10) a été appliquée avec et sans correction d'atténuation, en utilisant les logiciels de reconstruction commercialisés ([Myovation®, GE Healthcare, Reconstruction itérative IRNC, Reconstruction itérative IRAC]. Une tomодensitométrie [TDM] à faible dose [en mode partial et hélicoïdal, 120 keV, 2,5 mA avec un pitch de 1,9, épaisseur des slices 5mm a été réalisée après les acquisitions de stress et de repos pour la correction d'atténuation. La matrice en TDM était de  $512 \times 512$  pixels et la taille du pixel était de 0,83 mm le temps additionnel de l'acquisition scanner était de 16 secondes seulement à l'effort et au repos. La reconstruction a été faite sur une station Xeleris® [GE Healthcare]. Les images ont été interprétées par deux médecins nucléaires expérimentés, d'abord visuellement en utilisant les coupes « grand axe horizontal », « grand axe vertical » et « petit axe » puis à l'aide d'une quantification relative des activités mesurées sur une reconstruction polaire en 17 segments.

#### c) Réorientation :

Nous avons désigné le grand axe du ventricule gauche sur les coupes tomographiques axiales puis sur le grand axe vertical.

Nous nous sommes assurés de la bonne orientation des images tomographiques, ainsi que l'équivalence des orientations entre les images de stress et de repos avant de procéder à l'interprétation.

#### d) Normalisation des images :

Chaque série d'images [effort, repos] a été normalisée de manière séparée par rapport au maximum d'activité mesurée sur l'ensemble des parois du ventricule gauche.

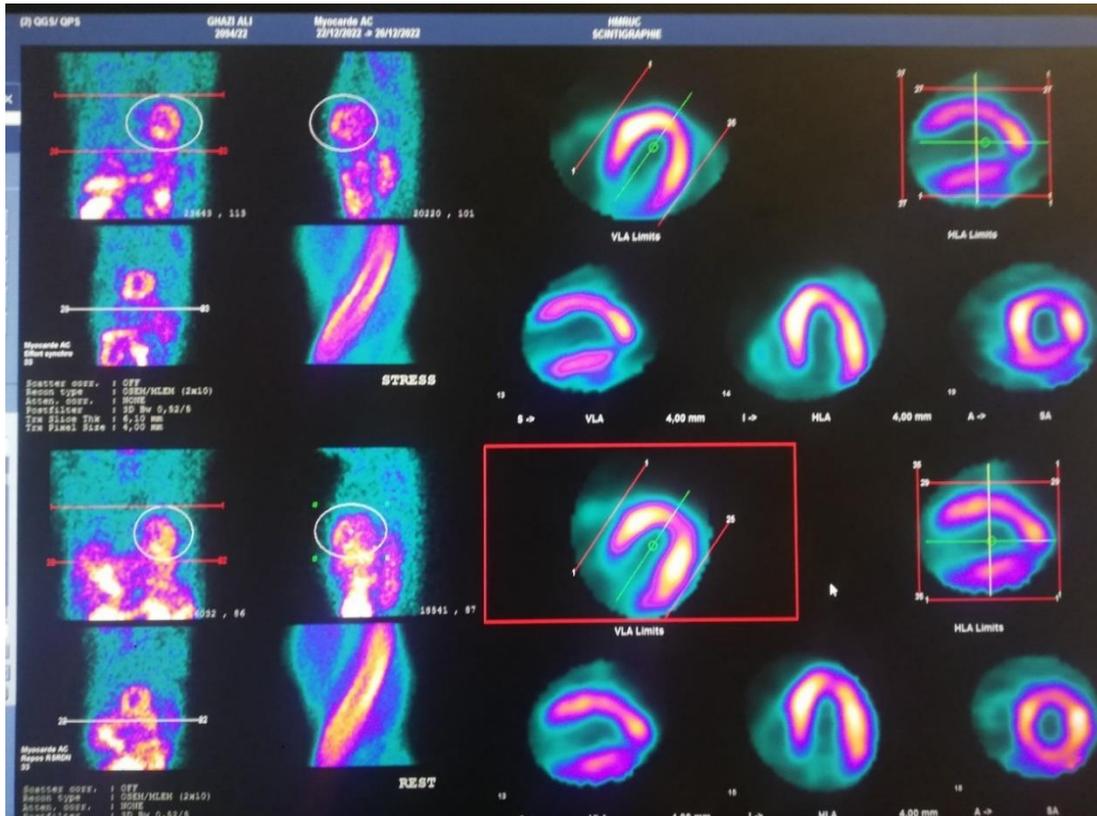


Figure 47: Réorientation des images

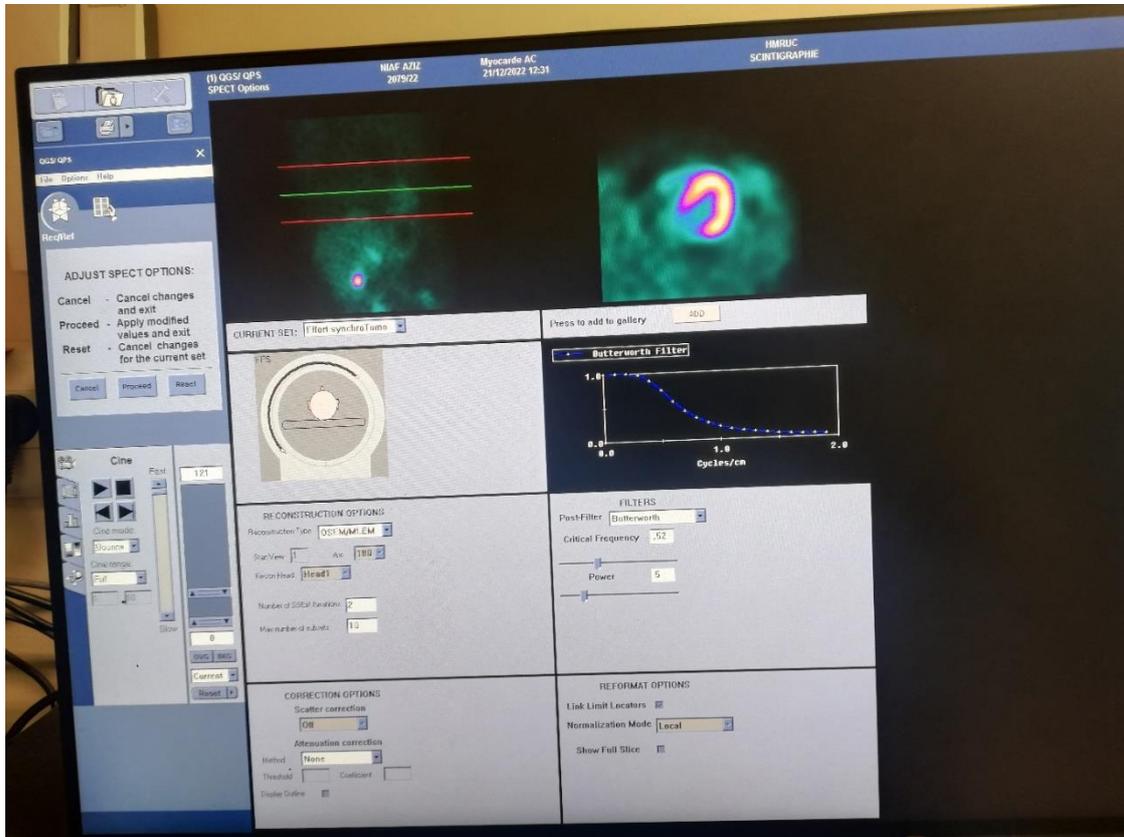


Figure 48: filtrage

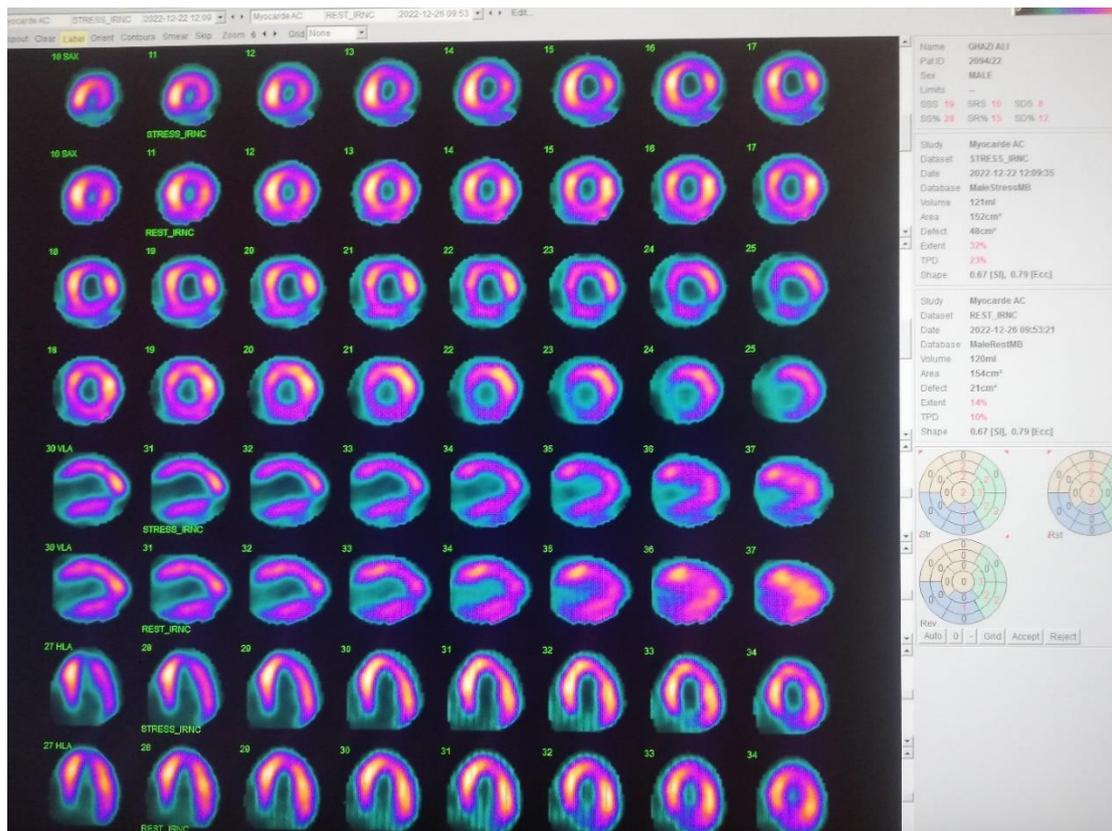


Figure 49: Normalisation des images (effort, repos)

#### e) Correction d'atténuation :

Une tomодensitométrie (TDM) à faible dose a également été réalisée (une différence de potentiel de 120 keV, un pitch à 1,9. Épaisseur de coupe de 5 mm) avant l'acquisition TEMP avec une matrice de  $512 \times 512$  pixels et la taille du pixel était de 0,83 mm le temps additionnel pour l'acquisition TDM était de 16 Secondes. Un recalage manuel des acquisitions TEMP et TDM a été réalisé par l'opérateur à chaque fois que cela s'avérait nécessaire, **figure 50**. En pratique, l'opérateur vérifie visuellement l'alignement des images TDM et TEMP sur les images de fusion et optimise manuellement si nécessaire ce dernier.

L'orientation du VG est réalisée automatiquement avec le programme de reconstruction faite sur une station Xeleris® (GE Healthcare) qui fournit automatiquement les angles 2C (dans le plan frontal) et 4 C (dans le plan transversal) du VG. L'opérateur a la possibilité d'intervenir manuellement pour optimiser cette orientation. La genèse des « yeux de bœufs » avec Quantitative Perfusion SPECT (QPS, version 2009 Cedar Sinai, États-Unis) a été faite à partir des images petit axe reconstruit par images non corrigées et corrigées.

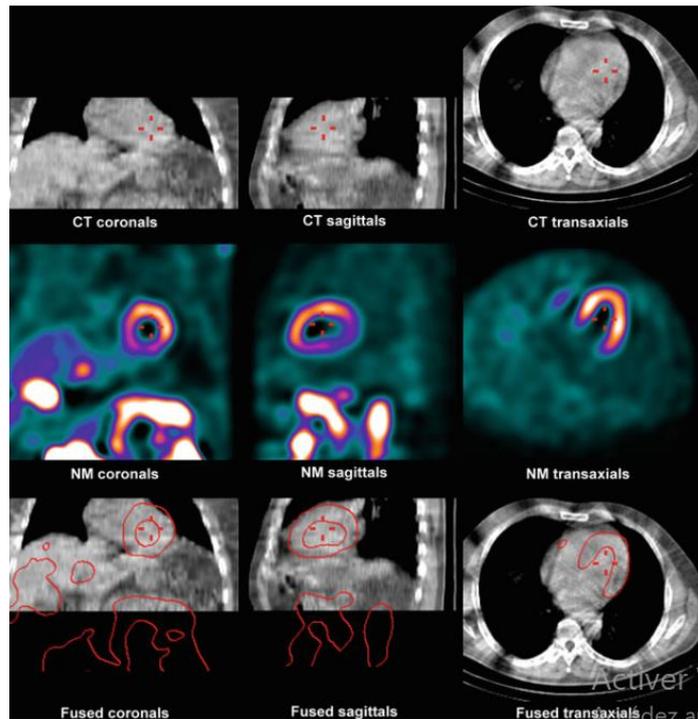


Figure 50: Alignement des images CT et images SPECT

Il y a un bon enregistrement des données CT (ligne du haut) et d'émission (ligne du milieu).

La meilleure façon d'évaluer l'enregistrement conjoint est de superposer les données CT et les données sur les images d'émissions (rangée du bas).

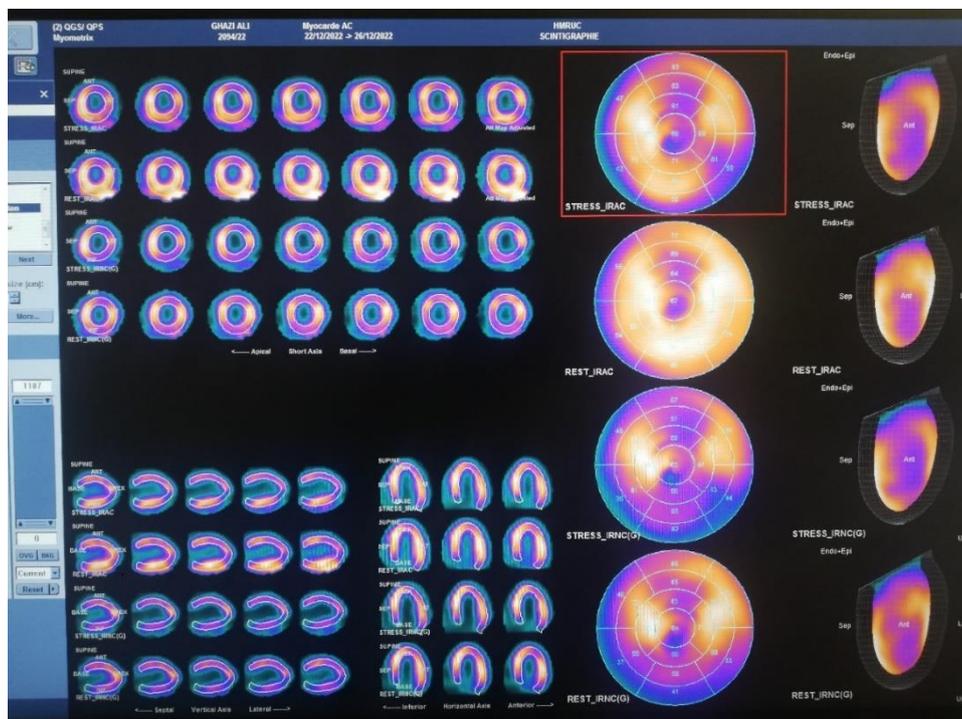


Figure 51: Affichage des images corrigées et non corrigées aux deux temps de l'examen (stress-effort)

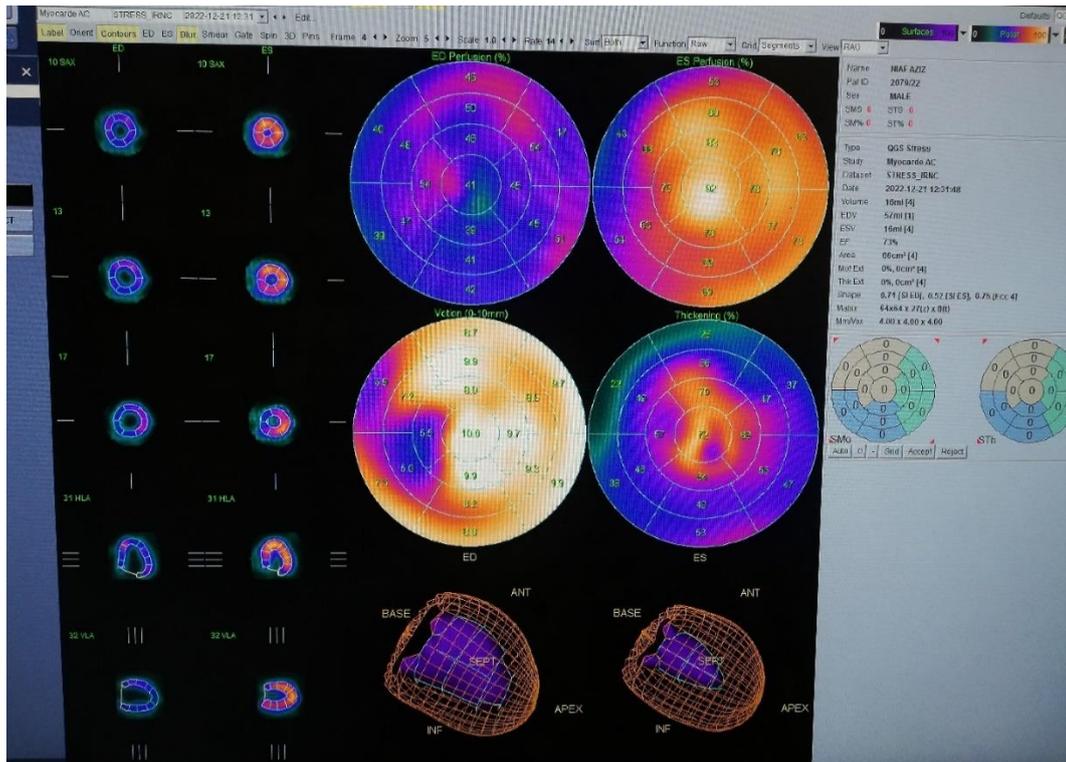


Figure 52: Résultat Gated SPECT aux deux temps de l'examen (stress — effort)

#### 11.4.4 Échelles de couleur :

Pour l'étude de la perfusion et de la cinétique, l'échelle de couleur que nous avons utilisée était l'échelle cool. On a utilisé aussi l'échelle Rainbow dans certains cas pour mieux discerner des anomalies de perfusions.

#### 11.4.5 Affichage des images :

Les images ont été affichées selon les coupes du ventricule gauche :

- \* petit axe
- \* grand axe vertical
- \* grand axe horizontal.

#### 11.4.6

#### 11.4.7 Interprétation des images :

Les images ont été visualisées sur une station de traitement d'images (Xeleris) par deux médecins nucléaires expérimentés, cette lecture était aveugle concernant l'âge, les données cliniques, biologiques et radiologiques des patients. Les deux temps de l'examen (stress et repos) ont été analysés, les deux médecins ont interprété les images par la recherche d'anomalies de perfusion myocardique globale et par territoire vasculaire, les résultats de l'imagerie TEMP myocardique ont été comparés à celles des coronarographies.

a) Étude de la perfusion :

b) Analyse qualitative :

Le siège des anomalies perfusionnelles a été localisé selon le modèle des 17 segments figure (Figures n° 53 et 54). Avant toute interprétation des images reconstruites, on a procédé à un contrôle de la qualité des images acquises sur les données brutes (projections).

Les anomalies de la perfusion ont été caractérisées :

- ✓ Par leur localisation sur les différentes parois du VG (parois antérieure, latérale, inférieure, septale et l'apex) ;
- ✓ Par leur sévérité (profondeur, étendue) ;
- ✓ par la présence ou l'absence d'une amélioration nette de la fixation entre les images de stress et de repos (réversibilité) ;
- ✓ Enfin, pour les anomalies irréversibles, par la présence ou l'absence d'un niveau de fixation témoignant d'une viabilité résiduelle (ce seuil est aux environs de 50 %).

Dans un premier temps, cette interprétation était réalisée sur les images sur écran sans avoir connaissance de l'histoire clinique et des examens paracliniques réalisés chez le même patient. Deux modes opératoires ont été utilisés pour interpréter les images scintigraphiques : les TSM/NC (images non corrigées) et TSM/AC (images corrigées) par la tomodynamométrie après vérification et éventuel recalage manuel des données TDM et TEMP, sans synchronisation à l'ECG.

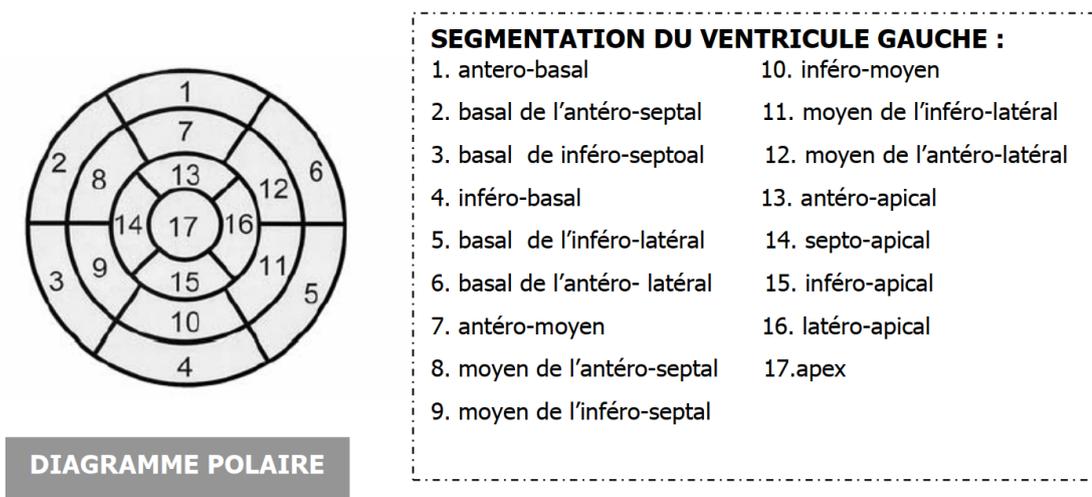


Figure 53 : Segmentation du ventricule gauche selon le modèle des 17 segments

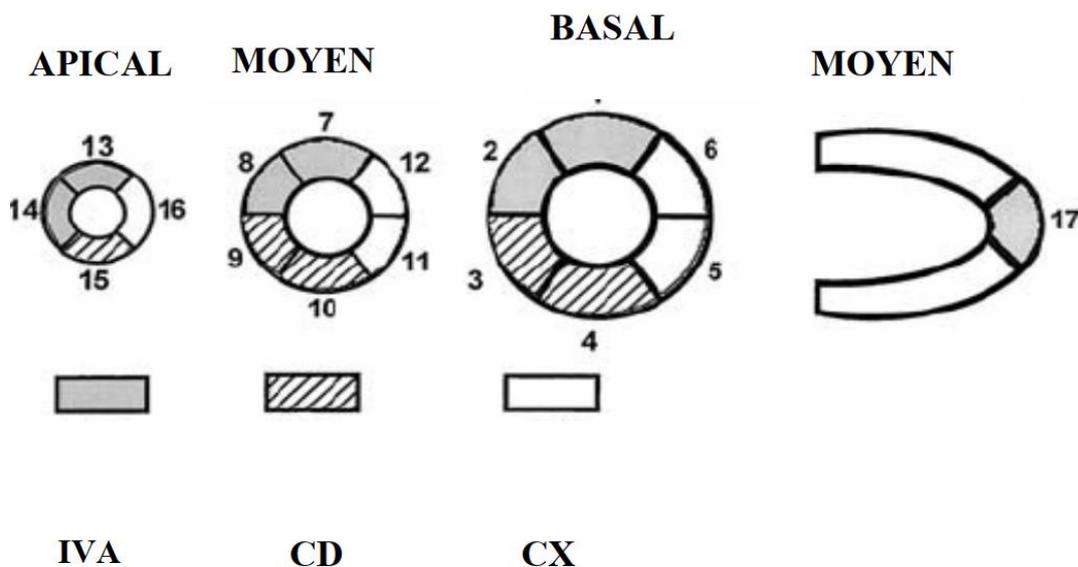


Figure 54 : Correspondance des 17 segments du ventricule gauche aux territoires de l'interventriculaire antérieure (IVA), de la coronaire droite (CD) et du circonflexe (CX) Chaque segment a été interprété, de fixation normale ou pathologique par rapport au point le plus chaud (100 %), siégeant au ventricule gauche.

- Une perfusion a été considérée comme normale à partir d'un niveau de fixation supérieur ou égal à **70 %** de la fixation myocardique maximale ;
- hypoperfusion minimale : entre **60 à 70 %** ;
- hypoperfusion modérée : entre **40 à 60 %** ;
- hypoperfusion sévère : inférieur à **40 %**.

Les images de stress ont été comparées à celles de repos segment par segment, et les anomalies de la perfusion ont été décrites comme réversibles (reperfusion totale ou partielle au repos) et fixes (pas d'amélioration de la perfusion au repos).

### c) Analyse semi-quantitative :

Nous avons affecté à chaque segment, un score de perfusion allant de 0 à 4.

Pour chaque segment, un score en situation de stress et au repos a été calculé de la façon classique suivante :

Score	Pourcentage d'activité	Activité
<b>0</b>	$A \geq 70 \%$	Normale
<b>1</b>	$50 \leq A \leq 69$	Hypoactivité très modérée
<b>2</b>	$30 \leq A \leq 49$	Hypoactivité modérée
<b>3</b>	$10 \leq A \leq 29$	Hypoactivité sévère
<b>4</b>	$A \leq 9$	Absence de fixation

L'addition de ces différents scores au stress représente le **SSS** (summed stress score).  
L'addition de ces différents scores au repos représente le **SRS** (summed rest score)  
La différence entre le SSS et SRS représente le **SDS** (summed differential score).

Ces scores représentent la sévérité et l'étendue des anomalies de la perfusion.

#### d) Analyse des données synchronisées à l'ECG :

L'analyse des données synchronisées à l'ECG malgré faite, mais non exploitée dans notre étude (étude comparative entre TSM non corrigée vs TSM corrigées par TDM et le Gated non inclus dans la comparaison).

#### e) Étude de la fonction ventriculaire gauche :

La fraction d'éjection du ventricule gauche (FEVG) a été jugée comme suit :

- Fraction d'éjection conservée (normes  $\geq 50\%$ ), Légèrement altérée : (normes 40-49%), Modérément altérée : (normes 30-39%), sévèrement altérée  $<30\%$ .
- Le volume télésystolique (VTS) a été jugé normal s'il était en dessous de 50 ml.
- Le volume télédiastolique (VTD) a été considéré comme normal s'il était en dessous de 120 ml.

#### f) Synthèse des résultats de la TSM :

Des anomalies de perfusion ont été exprimées comme suit :

- D'ischémie si hypofixation au stress réversible au repos ;
- De nécrose si hypofixation au stress non réversible au repos avec anomalie de la cinétique segmentaire ;

Les différents scores ont été notés en fonction des anomalies perfusionnelles de la scintigraphie myocardique :

**TSM normale** :  $SSS < 5\%$

**Anomalies minimales de la perfusion** :  $5\% \leq SSS \leq 10\%$

**Anomalies modérées de la perfusion** :  $10\% < SSS \leq 15\%$

**Anomalies sévères de la perfusion** :  $SSS > 15\%$

**Absence d'ischémie** :  $SDS < 2\%$

**Présence d'ischémie** :  $SDS \geq 2\%$

**Ischémie sévère** :  $SDS \geq 10\%$

### g) Les scores des examens scintigraphiques :

Les scores pour chaque examen scintigraphique étaient faits visuellement par deux médecins nucléaires comme suit :

- Score 0 : examen scintigraphique certainement normal ( $A \geq 70\%$  /SSS=0)
- Score 1 : examen scintigraphique probablement normal ( $50 \leq A \leq 69$  /SSS=1)
- Score 2 : examen scintigraphique équivoque ( $30 \leq A \leq 49$  /SSS=2)
- Score 3 : examen scintigraphique probablement anormal  $30 \leq A \leq 49$  ou  $10 \leq A \leq 29$  /SSS= 2 ou SSS=3)
- Score 4 : examen scintigraphique certainement anormal ( $A \leq 9$  /SSS=4)

### 11.5 La coronarographie

Elle a été réalisée chez tous les patients de notre étude (85patients).

La coronarographie a été faite dans la salle de cathétérisme de l'HMRUC chez la plupart des patients (53patients) et les autres patients (32patients) viennent avec leurs comptes rendus de coronarographies faites dans d'autres institutions sanitaires. Les patients ayant fait une coronarographie étaient adressées par mes collaborateurs scientifiques pour faire une TSM dans le cadre de l'étude, ou bien ils ont fait une coronarographie après la réalisation d'une scintigraphie myocardique positive.

Les patients sont classés en patients a coronaires saines ou avec atteinte mono, bi ou tri tronculaire avec la quantification des lésions en :

- **Plaque** (rétrécissement  $< 30\%$  de la lumière).
- **Sténose intermédiaire** (rétrécissement entre 30 et 70 %).
- **Sténose serrée** (rétrécissement  $> 70\%$  sur les troncs coronaires, 50 % sur le tronc commun gauche).
- **Thrombose.**

### 11.6 Durée de l'étude :

Le recrutement a débuté dès l'acceptation du protocole de thèse en février 2021 ; il s'est clôturé en mars 2023.

### 11.7 Recueil des données :

Toutes les données sont recueillies sur un questionnaire (donné ci-dessous : annexe n° 1) qui comporte :

L'identification du patient : nom, prénom ;

Les données morphologiques : taille, poids, BMI et tour de taille ;

Les facteurs de risque cardio-vasculaire : âge, sexe, coronaropathie familiale, HTA, diabète tabagisme, obésité, dyslipidémie, ménopause ;

Les données de l'interrogatoire : ATCD de cardiopathie ischémique (STEMI, NSTEMI, angor, angioplastie, pontage aortocoronaire) ;

Les données de l'examen clinique ;

Les données de tous les examens complémentaires ;

Ces données sont sauvegardées dans une base informatique (Excel), puis importées dans le logiciel SPSS version 20.

Le formulaire de consentement éclairé signé par tous les patients est inclus dans l'étude (Formulaire de recueil de consentement éclairé : annexe n° 2).

### 11.8 Techniques statistiques employées :

La saisie et l'analyse des données ont été effectuées à l'aide du logiciel SPSS version 20.

Les résultats sont présentés sous forme de tableaux, d'histogrammes ou sous forme de courbes.

#### 11.8.1 Analyse uni variée :

La première étape de l'analyse statistique consiste à décrire les différentes variables de l'étude. Les résultats sont présentés sous forme de moyenne  $\pm$  écart-type avec calcul des intervalles de confiance à 95 % (le risque d'erreur consenti étant de 5 %) pour les variables quantitatives et sous forme de pourcentages pour les variables qualitatives.

#### 11.8.2 Analyse bi variée

Différents facteurs cliniques, biologiques, radiologiques, électriques et échographiques ont été comparés, en analyse bi variée, entre la population globale et celle où un artefact a été corrigé (normalisation). Au cours de cette étape nous avons réalisé des comparaisons, des moyennes et des pourcentages entre les différents groupes en utilisant les tests statistiques : test Chi<sup>2</sup>, test T de student non apparié avec un seuil de significativité  $p \leq 0,05$

#### 11.8.3 Étude de la performance diagnostique de la tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation :

La sensibilité du test estime la proportion de vrais positifs (VP), chez les sujets malades ; elle est donnée par la formule suivante :

- Sensibilité :  $\frac{VP}{VP+FN}$

La spécificité estime la proportion de vrais négatifs (FN), chez les sujets sains, donnée par la formule suivante :

- Spécificité :  $\frac{VN}{VN+FP}$
- Valeur prédictive positive :  $\frac{VP}{VP+FP}$
- Valeur prédictive négative :  $\frac{VN}{VN+FN}$
- Exactitude diagnostique :  $\frac{VP+VN}{VP+VN+FP+FN}$

La sensibilité, la spécificité et l'exactitude globale ont été évaluées par le test McNemar.

Le test de classement signé de Wilcoxon a été utilisé pour comparer la gravité du défaut de perfusion sur les TSM/NC et TSM/AC.

#### 11.8.4 La courbe ROC

Dans le but de construire la courbe ROC, les interprètes ont utilisé une échelle de notation de 1 à 5 où 1 est définitivement normal, 2 est probablement normal, 3 est équivoque, 4 est probablement anormal, et 5 est définitivement anormal. Pour le calcul de la sensibilité, de la spécificité et des valeurs prédictives de la CAD angiographique, un score d'interprétation de 4 ou plus a été défini comme anormal. Les courbes ROC ont été générées en calculant la sensibilité et la spécificité pour la CAD angiographique (sténose à 70 %). Comme décrit précédemment, les courbes ROC ont été créées en déplaçant le niveau du critère diagnostique pour les positifs et les négatifs sur toute la gamme de scores de 1 à 5. Sensibilité et 1 moins la spécificité de chaque niveau de critère diagnostique a été comparée.

### 11.9 Moyens :

#### 11.9.1 Personnel :

Disponible en qualification et en nombre suffisant. 08 médecins nucléaires, 04 techniciens en médecine nucléaires, 02 infirmiers en soins généraux et une secrétaire.

#### 11.9.2 Matériel disponible

- Balance de marque SECA gmbh modèle 701 ;
- Toise de marque SECA gmbh modèle 701 ;
- Tensiomètre électronique validé de la marque BOSCH BOSO CARAT Professional ;
- Labo chaud pour la préparation des produits radiopharmaceutiques ;
- Salle d'épreuve d'effort contenant un tapis roulant de la marque GE ;

- Défibrillateur ;
- Chariot d'urgence et de réanimation ;
- Salle d'injection ;
- Salle d'acquisition comportant une Gamma Camera SPECT/CT type Discovery DR670 ;
- Console d'acquisition pour les techniciens ;
- Station Xeleris pour le traitement des images pour les médecins nucléaires.

#### 11.10 Collaboration scientifique :

- Professeur A. Trichine : Chef de service de cardiologie. HMRUC Constantine.
- Professeur Ag Merghit : chef d'unité d'exploration cardiovasculaire a l'HMRUC Constantine.
- Dr Saadi : Maître-assistant en épidémiologie-hôpital militaire régionale universitaire de Constantine
- Docteur F.Mansouri : Maître-assistant en Médecine nucléaire au CHU de Constantine
- Professeur M.Medjaher : chef de service de Médecine nucléaire à l'hôpital central de l'armée Alger

#### 11.11 Aspect éthique

Tous les patients ont bénéficié des mêmes conditions d'examen avec respect de l'aspect éthique.

## 12 Résultats

### 12.1 Étude descriptive globale de la population recrutée

#### 12.1.1 Identification de la population recrutée

##### a) Âge

L'âge moyen de la population recrutée était de  $56,09 \pm 11,71$  ans : plus élevé chez les femmes ( $60,24 \pm 11,94$  vs  $54,37 \pm 11,26$ ,  $P < 0,005$ ), avec des extrêmes d'âge allant de 32 ans à 78 ans, et une médiane de 62 ans. La répartition selon les classes d'âges et le sexe est résumée dans le selon l'âge et le sexe.

Tableau 15 : Répartition de l'âge selon le sexe dans la population globale

		moyenne	Écart type
L'âge	masculin	54,37	11,26
	féminin	60,24	11,94
	total	56,09	11,71

Tableau 16 : Répartition des patients en fonction des tranches d'âge et le sexe

Classe d'âge (Ans)	sexe		Total
	Homme	Femme	
30-39	6 (10 %)	2 (28 %)	8 (9,4 %)
40-49	14 (23,3 %)	3 (12 %)	17 (20 %)
50-59	19 (31,7 %)	6 (24 %)	25 (29,4 %)
60-69	15 (25 %)	7 (28 %)	22 (25,9 %)
70-79	6 (10 %)	7 (28 %)	13 (15,3 %)
Total	60 (100 %)	25 (100 %)	85 (100 %)

L'analyse selon les tranches d'âges montre que la proportion de patients âgés de 60 ans et plus représente la tranche d'âge la plus importante (41,2 %).

#### b) Sexe

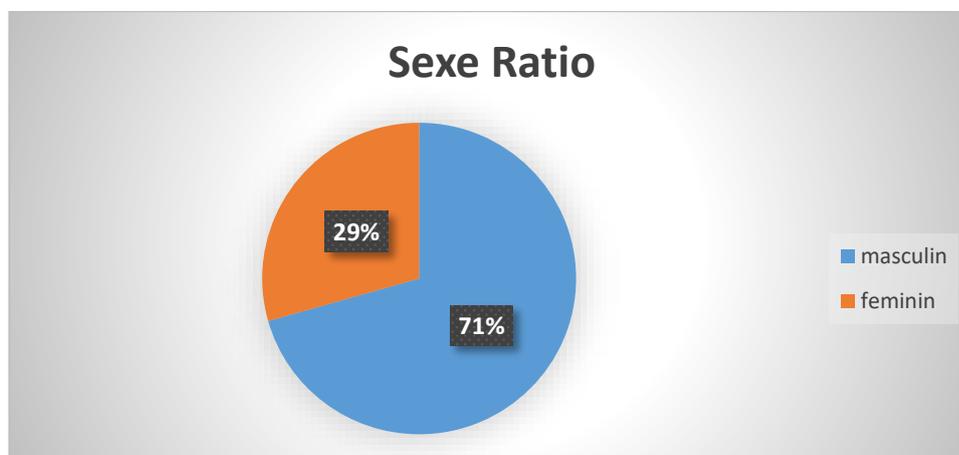


Figure 55 : Répartition de la population en fonction du sexe

La prédominance masculine était significative : 60 hommes (70,6 %) pour 25 femmes (29,4 %), un sexe ratio de 2,4 ; différence significative ( $P < 0,005$ ).

#### c) Provenance des malades et centres de recrutement

Notre échantillon est composé de malade provenant des services de cardiologie des chus de Constantine (HMRUC, CHU), l'EHS ERRIADH ainsi que d'autres institutions hospitalières comme cela illustrées dans le tableau 17.

Tableau 17 : Répartition de la population en fonction des structures hospitalières

provenance des malades et centres de recrutement	sexe		Total
	masculin	féminin	
HMRUC	41 (68,3 %)	15 (60 %)	56 (65,9 %)
EHS	4 (6,7 %)	2 (8 %)	6 (7,1 %)
AUTRES	15 (25 %)	8 (32 %)	23 (27,1 %)
Total	60 (100 %)	25 (100%)	85 (100 %)

La majorité de nos malades proviennent du service de cardiologie HMRUC [65,9 %], puis vient en deuxième position les autres institutions hospitalières [27,1 %], et en dernier rang vient l'EHS ERRIADH avec un pourcentage de [7,1 %].

#### d) Répartition de la population en fonction de l'activité professionnelle

La classification de notre population selon le statut professionnel est résumée dans le tableau 18 :

Tableau 18 : Répartition de la population en fonction de l'activité professionnelle

Activité professionnelle	sexe		Total
	masculin	féminin	
Actif	28 (46,7 %)	4 (6 %)	32 (37,6 %)
Sans activité	8 (13,3 %)	20 (80 %)	28 (32,9 %)
Retraité	24 (40 %)	1 (4 %)	25 (29,4 %)
Total	60 (100 %)	25 (100 %)	85 (100 %)

Presque 30 % de nos malades sont retraités (37,6 %) sont actifs, et (32,9 %) sans professions (majoritairement de sexe féminin).

#### e) Provenance des patients selon la wilaya

Tableau 19 : répartition des patients par ordre décroissant selon la wilaya d'origine

La wilaya	Fréquence
Constantine	18
Batna	14
Sétif	10
Souk ahras	06

Guelma	05
Mila	06
Tébessa	05
Annaba	04
Oum elbouaghi	04
Jijel	04
Khenchla	03
BBA	03
Alger	03

21,2 % de nos patients habitent dans la wilaya de Constantine, 16,5 % sont originaires de Batna, 08,5 % de Sétif, les autres proviennent de différentes wilayas de l'Est algérien.

## 12.1.2 Facteurs de risques cardio-vasculaires

### a) Hypertension artérielle

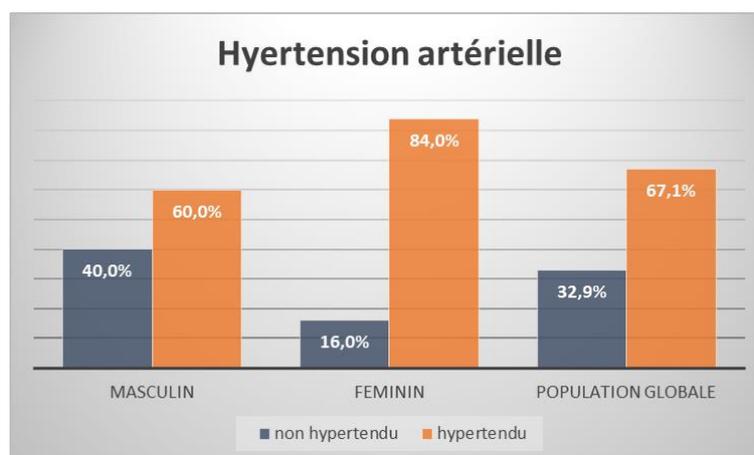


Figure 56 : Fréquence de l'HTA en fonction du sexe

D'après notre échantillon, l'hypertension artérielle était plus fréquente chez les femmes de façon significative avec 21 patientes hypertendues sur 25. (84 % vs 60 %,  $P=0,003$ ), La fréquence de l'hypertension artérielle dans la population globale était de 67,1 %, comme le montre la figure 56.

## b) Diabète

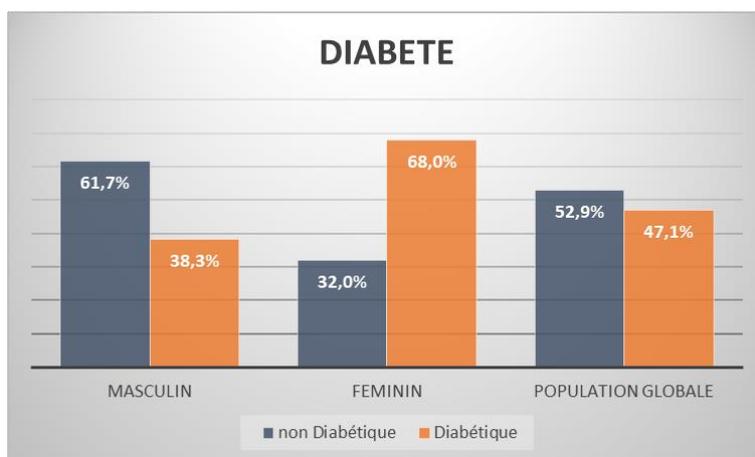


Figure 57 : Fréquence de diabète en fonction du sexe

La fréquence du diabète dans la population globale était de 47,1 %, comme le montre la figure 57. Le diabète a concerné 40 malades coronariens (23 hommes, et 17 femmes), représentant une fréquence de 47,1 % de la population globale, touchant plus fréquemment les femmes par rapport aux hommes de façon significative (68 % vs 38,3 % ;  $P < 0,01$ ).

## c) Type de traitement diabétique

Tableau 20 : type de traitement de diabète chez les diabétiques

Type de traitement	Fréquence	pourcentage
Anti diabétiques oraux (ADO)	28	70 %
Insuline	09	22,5 %
Mixte	03	07,5 %

La majorité des diabétiques de notre échantillon avec 28 patients (70 %) prennent un traitement antidiabétique oral, 09 patients (22,5 %) sous insuline et uniquement 07,5 % sous un traitement mixte (ADO insuline).

## d) Dyslipidémie

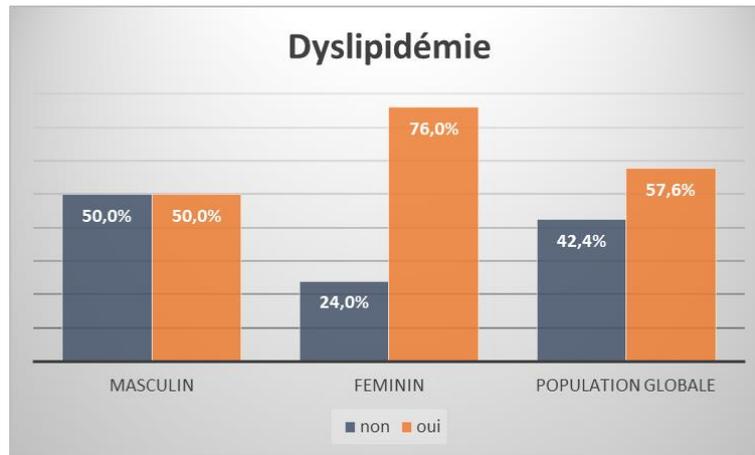


Figure 58 : La répartition de dyslipidémie en fonction du sexe

La fréquence de la dyslipidémie dans notre série était de 57,6 % dans la population globale, la moitié de la population masculine était atteinte de dyslipidémie, par contre la population féminine était majoritairement atteinte avec une fréquence de 76 % pour une différence significative ( $P=0,04$ ).

#### e) Tabagisme

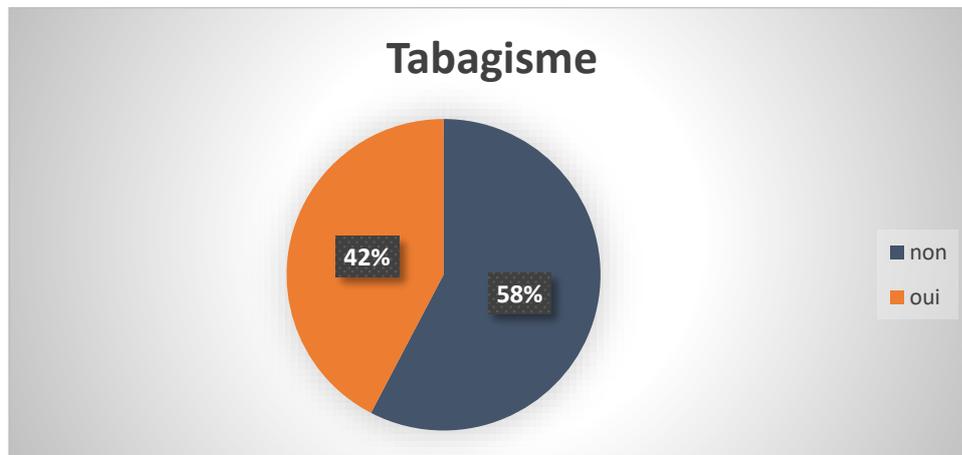


Figure 59 : répartition du tabagisme chez le sexe masculin

Dans notre population globale, 36 malades étaient fumeurs, représentant une fréquence de 42,35 % ; la consommation moyenne des cigarettes était de  $35,27 \pm 18,6$  paquets-année ; le tabagisme dans notre série était exclusivement masculin, avec une différence significative ( $P<0,0001$ ).

#### f) Sédentarité

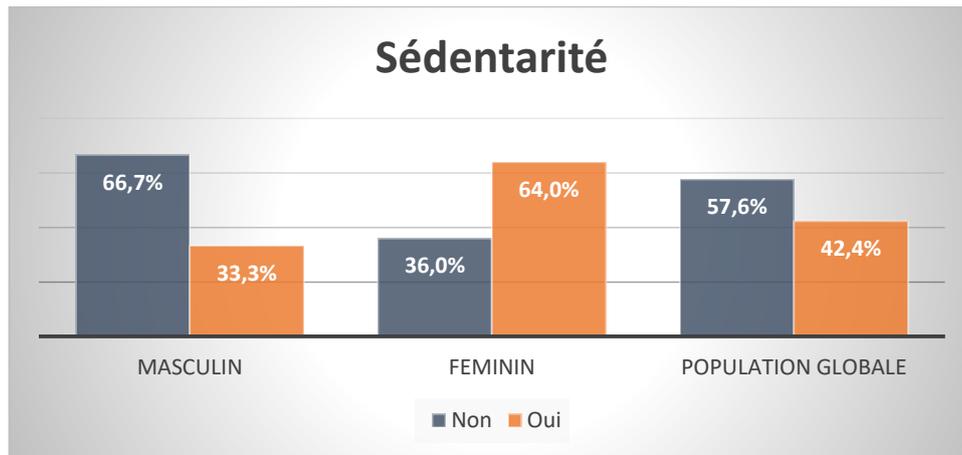


Figure 60 : Fréquence de la sédentarité selon le sexe dans la population globale

La sédentarité touchait 42,4 % de notre population globale ; elle était plus fréquente chez le sexe féminin avec une fréquence de 64 % vs 33,3 % ( $p = 0,0075$ ).

#### g) Ménopause

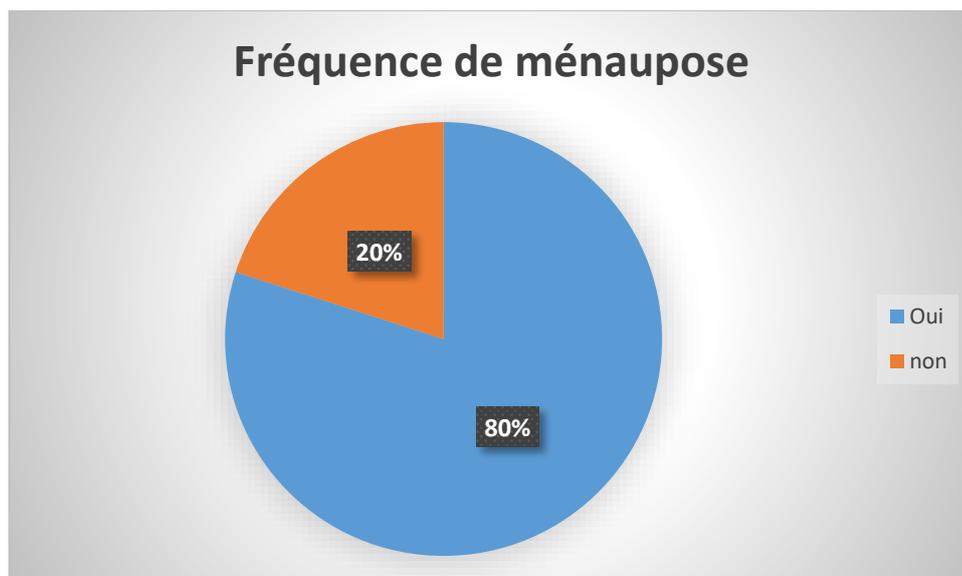


Figure 61 : Fréquence de ménopause chez le sexe féminin

La ménopause est notée chez 20 femmes, soit 80,0 % des cas. 05 femmes uniquement étaient non ménopausées soit 20 % des cas.

#### h) Répartition de la population globale selon l'Indice de masse corporelle (BMI)

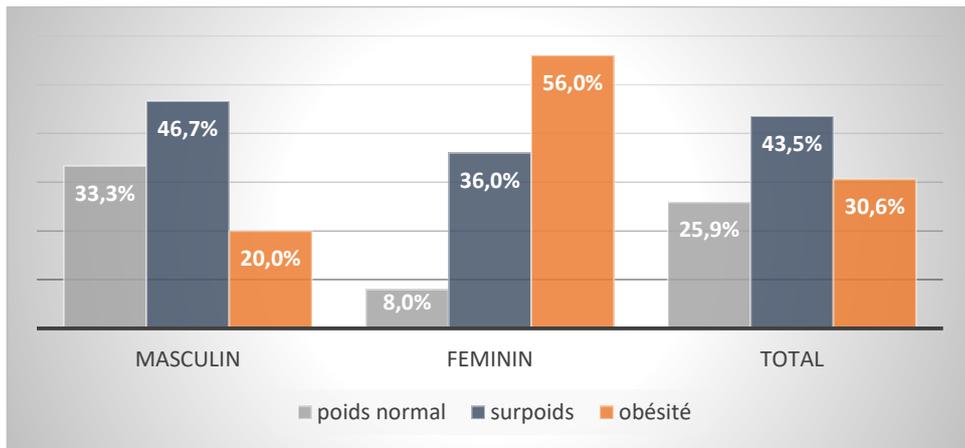


Figure 62 : Répartition du BMI selon le sexe dans la population globale

On note que 43,5 % de notre population avaient une surcharge pondérale, 30,6 % étaient obèses contre seulement 25,9 % de poids normal. L'obésité était plus fréquente chez les femmes par rapport aux hommes, la surcharge pondérale prédominait chez les hommes.

#### i) Répartition de la population globale selon le périmètre abdominal

Tableau 21 : répartition du tour de taille en fonction du sexe dans la population globale

		Moyenne	Écart type
Périmètre abdominal cm	masculin	92,38	10,12
	féminin	101,64	12,73
	total	95,100	11,67

Le tour de taille moyenne de notre population était de  $95,10 \pm 11,67$  cm, significativement plus élevé chez la femme par rapport à l'homme ( $101,64 \pm 12,73$  cm vs  $92,38 \pm 10,12$ )

#### j) Coronaropathie familiale

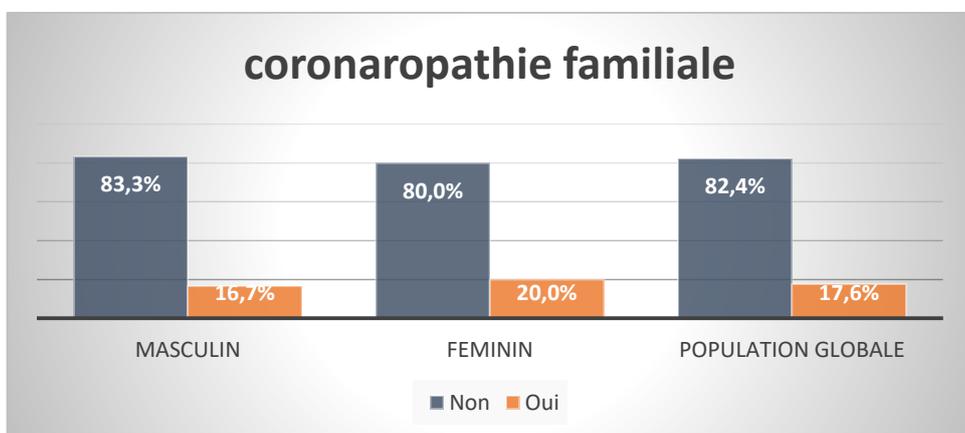


Figure 63 : fréquence de la coronaropathie selon le sexe dans la population globale

Notre étude révèle que la fréquence de la coronaropathie familiale était de 17,6 % dans la population globale ; sa fréquence dans la population féminine était de 20 % vs 16,7 chez la population masculine, on observe l'absence de différence significative entre les deux sexes concernant la variable coronaropathie familiale (P=0,357).

#### k) Statut rénal

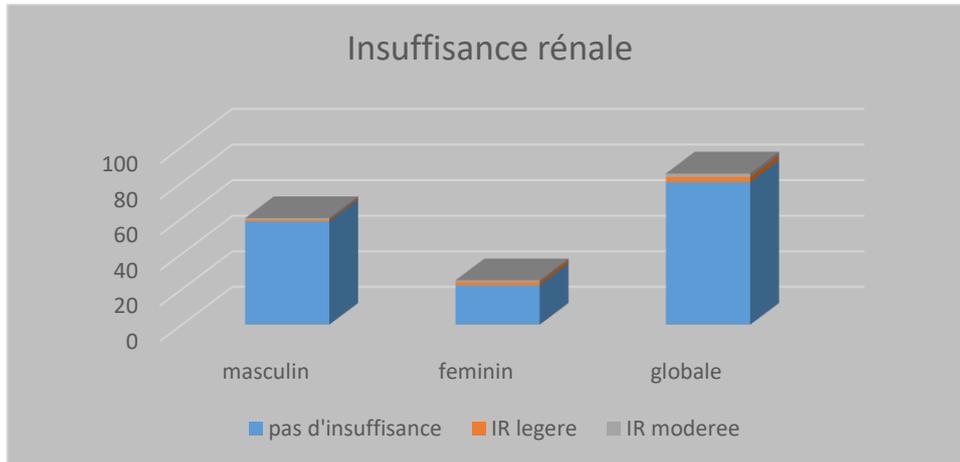


Figure 64 : Répartition de la population globale en fonction du statut rénal

L'insuffisance rénale est définie par une clairance, selon la formule MDRD inférieure à 90ml/min (légère si clairance de créatinine entre 60 et 90 ml/min, modérée si clairance entre 30 et 60 ml/min, et sévère si clairance inférieure à 30 ml/min). Dans notre échantillon 5,9 % étaient atteints d'insuffisance rénale, la fréquence chez les femmes était de 12 % vs 3,3 % chez les hommes, ce qui représente une différence significative (P= 0,001) répartis en insuffisance rénale légère et modérée, pas d'insuffisance rénale sévère chez les deux sexes.

#### l) Présence ou absence de facteur de risque dans la population générale

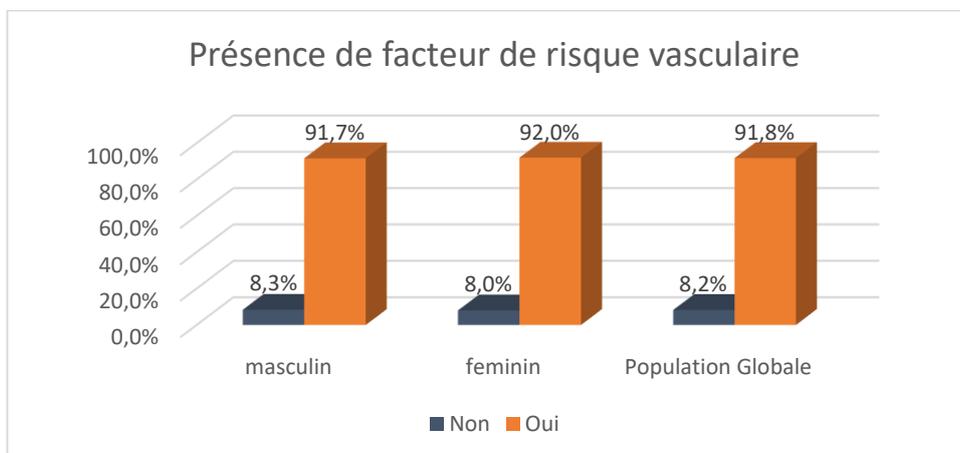


Figure 65 : présence ou absence de facteur de risque dans la population étudiée et selon le sexe

On remarque que 91,8 % de la population générale avaient un facteur de risque cardiovasculaire ; presque le même pourcentage chez les hommes et femmes (91,7 vs 92) avec une différence non significative.

m) Probabilité pré test chez la population globale et selon le sexe

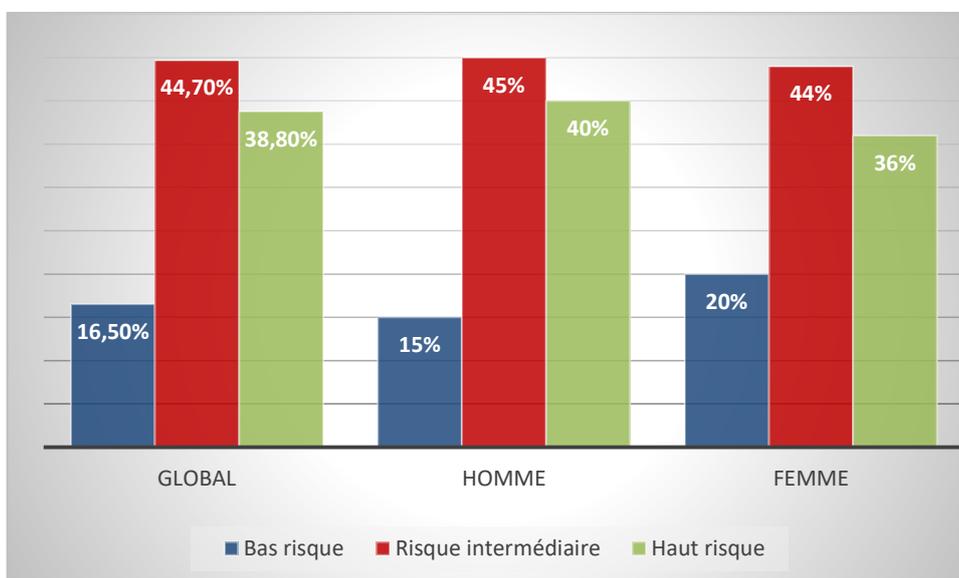


Figure 66 : Répartition selon la probabilité prétest chez la population globale et selon le sexe

On remarque que la majorité de notre population avait un risque intermédiaire et haut risque respectivement 38 patients (44,7 %) et 33 patients (38,8 %) et un faible pourcentage avait une faible probabilité prétest 14 patients (16,5 %) dans la population globale et selon le sexe aussi.

### 12.1.3 Données cliniques de la population recrutée

a) ATCDS personnels de maladie cérébro-vasculaire

Les ATCDS personnels de maladies cérébro-vasculaires (AVC ischémique, AVC hémorragique, AIT), étaient observés dans 2,4 %. Les résultats sont résumés dans la figure 74.

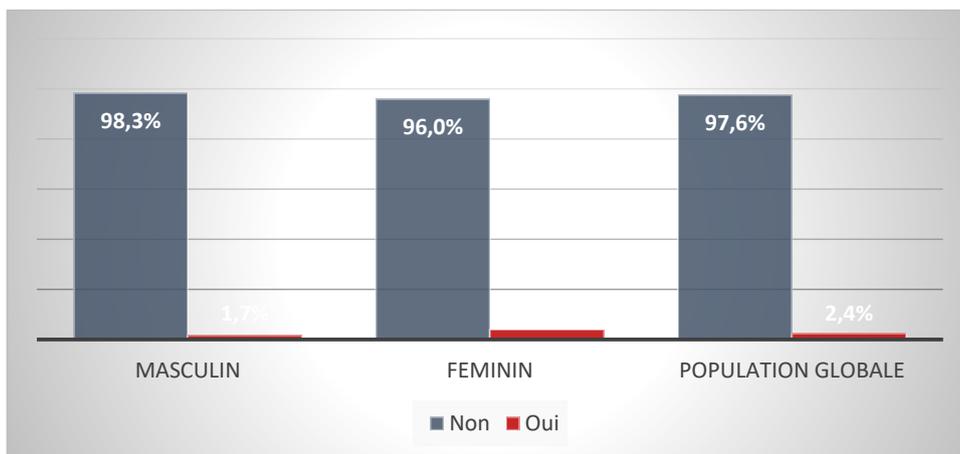


Figure 67 : Répartition des ATCDS cérébro-vasculaires dans la population globale

À leur inclusion, deux malades représentant 2,4 % de notre population ont eu un accident cérébro-vasculaire (une femme et un homme), dont la totalité était des accidents vasculaires cérébraux constitués de type ischémique ou AIT.

b) Antécédents d'IDM dans la population selon le sexe

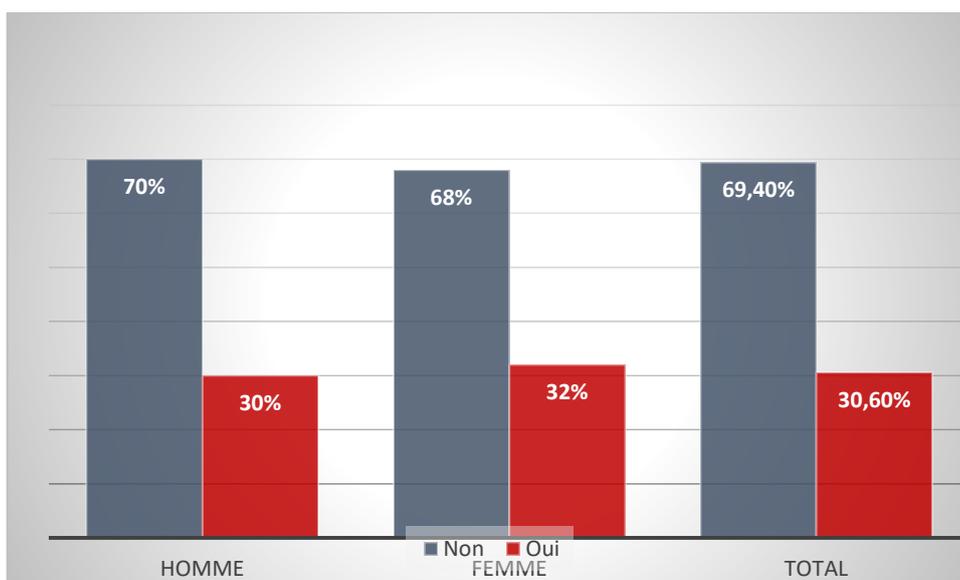


Figure 68 : Répartition d'antécédents d'IDM dans la population selon le sexe

On remarque dans notre série que presque le même pourcentage d'antécédents d'IDM dans les deux sexes (32 % vs 30 %) avec 18 patients masculins et 08 patientes féminins.

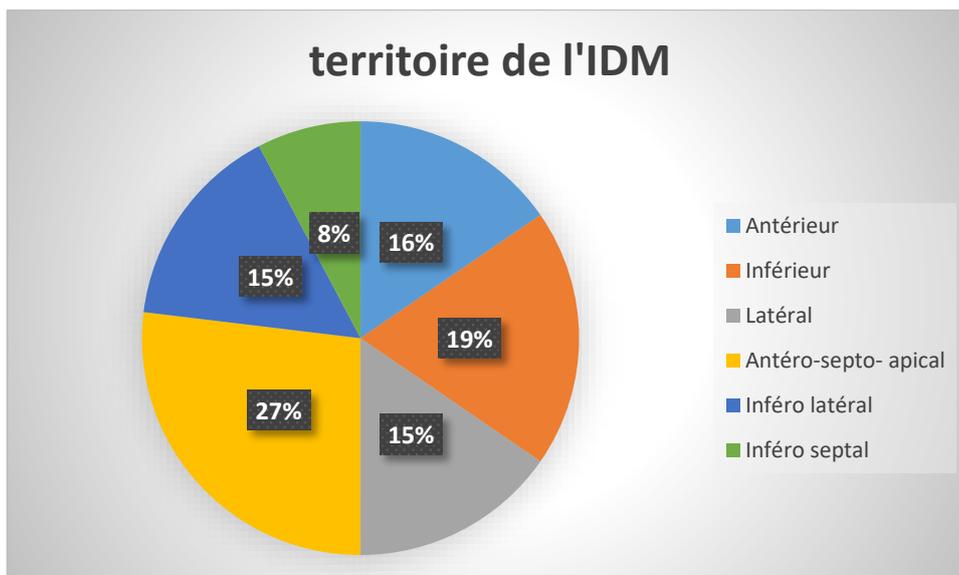


Figure 69 : fréquence des territoires du ventricule gauche atteints par l'infarctus du myocarde

Les territoires les plus atteints étaient l'antéro-septo-apical 07 patients (26,92 %), l'inférieur 05 patients (19,23 %) puis viennent les autres territoires.

#### c) Antécédents d'angioplastie ATL

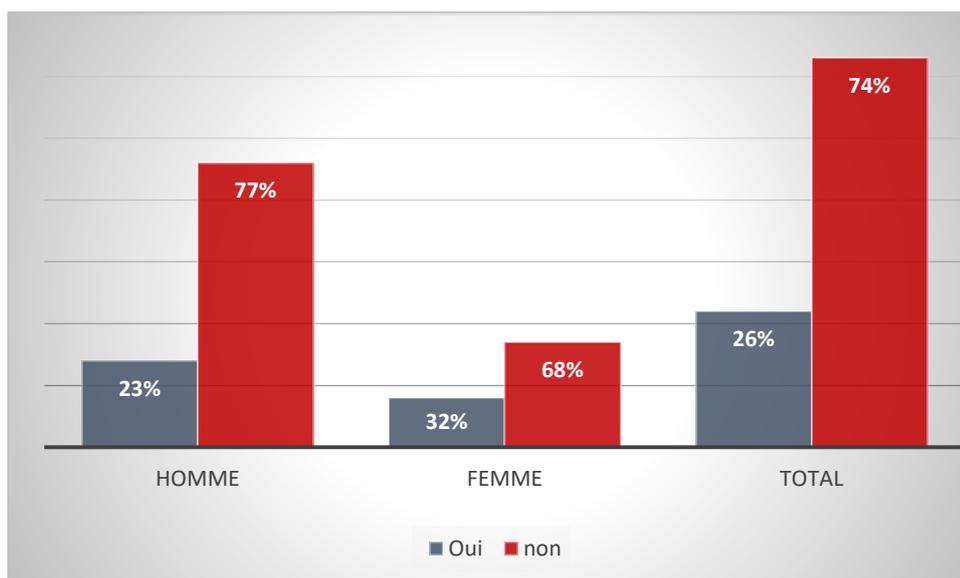


Figure 70 : Répartition selon le sexe des patients ayant subi une angioplastie coronaire ATL

On note qu'il y avait 22 patients (14 hommes et 08 femmes) qui ont eu une angioplastie coronaire représentant un pourcentage de (26 %), dont 15 patients ont fait l'ATL après la scintigraphie myocardique et 7 patients avant la réalisation de la TSM.

#### d) Présentation clinique de la maladie coronaire

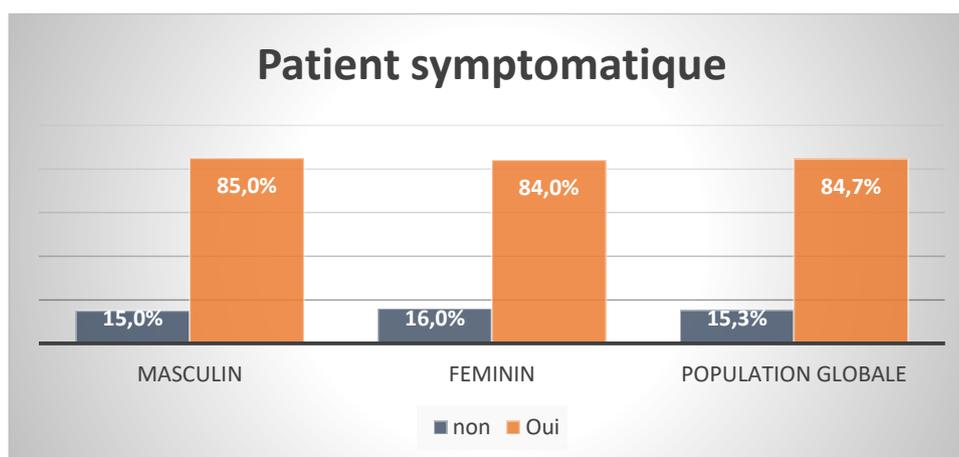


Figure 71 : présentation clinique des patients ayant bénéficié d'une tomoscintigraphie myocardique

Dans notre série, la majorité des patients ayant bénéficié d'une scintigraphie myocardique ont eu une symptomatologie angineuse comme le montre le pourcentage de la population générale à 84,7 % ce pourcentage était identique pour les deux sexes (85 % vs 84 %), les autres patients n'avaient pas des symptômes mais ils avaient des ATCD de coronaropathie.

#### 12.1.4 Bilan de l'exploration électrocardiographique et échocardiographie

##### a) Résultats d'électrocardiographie

Tableau 22 : répartition des anomalies de l'ECG dans la population globale

Résultat d'ECG	Total
Normal	43 (50,58 %)
Pathologique	42 (49,41 %)

On note que presque la moitié de la population globale avait eu une anomalie sur l'électrocardiographie 49,41 % vs 50 % qui avaient eu un ECG normal.

Tableau 23 : Répartition des troubles électrocardiographiques chez la population globale

Trouble électrocardiographique ECG	Fréquence	Pourcentage
Troubles de rythme	02	4,76 %
Trouble de conduction	08	19,05 %
Trouble de repolarisation	32	76,19 %
Totale	42	100,00 %

La majorité des patients 32 (76,19 %) ont des troubles de repolarisation, 08 patients soit (19,05 %) avaient des troubles de conduction et les restes 02 patients avaient des troubles de rythme.

Tableau 24 : Répartition des patients selon le type des anomalies électriques

Anomalie électrique	Fréquence	Pourcentage
Ondes T négatives	12	37,5 %
Ondes Q de nécrose	10	31,3 %
Sous-décalage ST	08	25 %
Sus-décalage ST	02	06,3 %
Total	32	100 %

Les ondes T négatives ont été observées chez 12 patients, soit 37,5 % des cas, les ondes Q de nécrose ont été observées chez 10 patients soit 31,25 % ; le sous-décalage a été observé aussi chez 08 patients soit 25 % et enfin le sus-décalage du segment ST a été observé chez 02 patients, soit 06,3 % des cas.

#### b) Bilan échocardiographiques

Tableau 25 : Bilan écho-cardiographique selon le sexe dans la population globale

Résultat écho cardio	sexe		Total
	masculin	féminin	
cinétique segmentaire correcte	34 (56,7 %)	17 (68 %)	51 (60 %)
trouble de la cinétique	26 (43,3 %)	8 (32 %)	34 (40 %)
Total	60 (100 %)	25 (100 %)	85 (100 %)

On note dans notre échantillon que 40 % de la population globale avaient des troubles de la cinétique segmentaire dans la lecture de leurs échocardiographies réparties comme suit : 43 % chez des hommes et 32 % chez des femmes ; alors que 60 % de la population globale avaient une bonne cinétique segmentaire.

c) Type de troubles de la contractilité chez la population ayant un trouble de la contractilité

Tableau 26 : type de troubles de la contractilité chez la population ayant un trouble de la contractilité segmentaire

Trouble de la contractilité	Fréquence	Pourcentage
Akinésie	14	41,18 %
Hypokinésie	18	52,94 %
Dyskinésie	02	05,88 %
Total	34	100 %

Une akinésie a été observée chez 14 patients soit 41,18 %, l'hypokinésie quant à elle a été notée chez 18 patients soit 52,94 % et la dyskinésie était noté chez 02 patients soit 05,88 %.

d) Fraction d'éjection ventriculaire gauche globale Gated

Tableau 27 : Fraction d'éjection ventriculaire gauche répartie en fonction du sexe

		Moyenne	Écart type
Fraction d'éjection au Gated	masculin	53,47	10,722
	féminin	60,84	9,81
	total	55,630	10,9400

La fraction d'éjection globale mesurée par méthode Gated était de 55,63 %  $\pm$  10,94 dans la population globale, plus élevée chez les femmes par rapport aux hommes 60,84 %  $\pm$  9,81 vs 53,47 %  $\pm$  10,72.

e) Degré d'atteinte de la fraction d'éjection chez la population globale

Tableau 28 : Répartition selon le degré d'atteinte de la fraction d'éjection chez la population générale

Degré d'atteinte de la fraction d'éjection (FE)	Fréquence	Pourcentage
FE conservée (normes $\geq 50\%$ )	56	65,9 %
Légèrement altérée : (normes 40-49%)	20	23,5 %
Modérément altérée : (normes 30-39%)	09	10,6 %
Total	85	100,0 %

On note que la plupart de notre échantillon 56 patients (65,9 %) avaient une fraction d'éjection FE conservée ; 20 patients (23,5 %) avaient une FE légèrement altérée et 09 patients uniquement avaient une FE modérément altérée

#### f) Fréquence cardiaque lors de l'épreuve de stress

Tableau 29 : répartition de la fréquence cardiaque lors de l'épreuve de stress selon le sexe

		moyen	écart type
fréquence cardiaque lors de l'acquisition de stress	masculin	95,17	7,32
	féminin	93,04	10,12
	total	94,54	8,24

La moyenne de la fréquence cardiaque lors de l'épreuve de stress était de 94,54 bpm  $\pm$  8,24 dans la population générale avec une différence non significative entre les deux sexes (95,17 bpm  $\pm$  7,32) vs (93,04 bpm  $\pm$  7,32) chez l'homme et la femme respectivement

#### g) Caractéristiques et résultats des épreuves de stress.

Tableau 30 : pourcentage de type d'effort

Type d'effort	Sexe		Total
	Masculin	Féminin	
Effort physique	48 (80 %)	15 (60 %)	63 (74,1 %)
Persantine	12 (20 %)	10 (40 %)	22 (25,9 %)
Total	60 (100 %)	25 (100 %)	85 (100 %)

On note que dans notre population globale 74,1 % ayant fait une épreuve d'effort physique et le reste ayant fait une épreuve pharmacologique à la dipyridamole avec un pourcentage de 25,9 %, la plupart des hommes ayant fait une épreuve physique 80 % contre 60 % chez

les femmes, pour ce qui est de l'épreuve pharmacologique, on note uniquement 20 % chez les hommes vs 40 % chez les femmes.

### Résultats d'épreuve d'effort :

Tableau 31 : Répartition des patients selon le type d'effort (maquillée ou non) dans la population générale

Épreuve d'effort démaquillée ou maquillée	Total
Démaquillée (arrêt de traitement anti ischémique)	49 (77,77 %)
Maquillée (sous traitement anti ischémique)	10 (15,88 %)
Non maquillée (aucun traitement anti ischémique)	4 (6,35 %)
Total	63(100,0 %)

On note que la majorité absolue des patients ont eu une épreuve d'effort démaquillée avec un pourcentage de 77,77 %, 15,88 % avaient eu une épreuve maquillée et seulement 6,35 % non maquillée.

Tableau 32 : Répartition de résultats cliniques de l'épreuve d'effort

Résultat clinique du stress	Total
négative	82(96,5 %)
positive	02 (02,3 %)
suspect	01 (01,2 %)
Total	85 (100,0 %)

La majorité de la population n'avait éprouvé aucune symptomatologie clinique lors de l'épreuve d'effort physique ou pharmacologique avec un pourcentage de 96,5 %, par contre 02,3 % avaient des symptômes ou douleurs angineuses lors de l'épreuve, le reste avait des signes cliniques suspects représentant un pourcentage de 01,2 %.

Tableau 33 : Répartition de résultats électrocardiographiques de l'épreuve de stress

Résultats électriques du stress	Homme	Femme	Total
négative	34 (56,6%)	16 (64%)	50 (58,8 %)
positive	11 (18,4%)	04 (16%)	15 (17,6 %)
suspect	09 (15%)	02 (8%)	11(12,9 %)
ininterprétable	06 (10%)	03 (12%)	09(10,6 %)
Total	60 (100%)	25 (100%)	85 (100,0 %)

On remarque que la plupart des patients avaient eu une épreuve de stress électriquement négative représentant un pourcentage de 58,8 % ; par contre 17,6 % avaient eu une épreuve électriquement positive, 12,9 % étaient suspects et 10% avaient un examen ininterprétable et ces pourcentages sont presque similaires pour les deux sexes.

#### h) Résultats de l'exploration angiocoronarographiques

Tableau 34 : Répartition de la population selon le nombre des troncs coronaires malades

Résultat coronarographie	masculine	féminine	Total
Coronarographie normale	24 (40,0 %)	11 (44,0 %)	35 (41,2 %)
Monotronculaire	29 (48,3 %)	7 (28,0 %)	36 (42,4 %)
Bitronculaire	5 (8,3 %)	6 (24,0 %)	11 (12,9 %)
Tritronculaire	2 (3,3 %)	1 (4,0 %)	3 (3,5 %)
Total	60 (100,0 %)	25 (100,0 %)	85 (100,0 %)

Le délai moyen entre la tomoscintigraphie myocardique et la coronarographie était de  $52,9 \pm 28,0$  jours. Les TSM étaient le plus souvent réalisées avant les coronarographies (75 % des cas) et après les coronarographies (25 % des cas). Sur les 85 patients étudiés, 50 patients (58,82 %) présentaient une coronaropathie significative, définie par l'existence une sténose

coronaire serrée supérieure à 70 %. Une atteinte monotronculaire était observée chez 36 patients (42,4 %), une atteinte bitronculaire chez 11 patients (12,9 %) et une atteinte tritronculaire chez 3 patients (3,5 %). Le reste des patients 35(42,4 %) ont une coronarographie normale ou une sténose non significative  $\leq 50$  %. 26 sténoses significatives de l'artère interventriculaire antérieure (IVA), 17 sténoses au niveau de l'artère circonflexe (CX) et 24 sténoses de l'artère coronaire droite (CD).

Tableau 35 : Répartition de la dominance coronaire

Dominance coronaire	Pourcentage
Dominance droite	70 (82,3 %)
Dominance gauche	10 (11,7 %)
Équilibrée	05 (5,8)
Total	85 (100,0 %)

On note que la majorité des patients ayant une dominance droite représentant un pourcentage de 82,3 % puis vient le réseau gauche avec un pourcentage de 11,7 % et enfin un réseau équilibré en 5,8 %.

#### i) Caractéristiques des acquisitions scintigraphiques

La qualité des examens était généralement satisfaisante, aucune scintigraphie n'a été jugée ininterprétable et des difficultés d'interprétation n'ont été enregistrées que dans 1 % des cas

Tableau 36 : Qualité des tomoscintigraphies myocardiques

Qualité des tomoscintigraphies myocardiques	Total
Bonne ou excellente	84 (98,8 %)
Difficulté d'interprétation	01 (1,2 %)
Total	85 (100,0 %)

Une seule patiente qui n'arrivait pas à rester immobile pendant l'examen (patiente claustrophobe).

#### j) Dosimétrie

Les activités injectées chez notre population étaient réparties comme suit :

- Sujet avec un poids normal : 600 MBq
- Sujet avec un surpoids : 700 MBq
- Sujet obèse : 800 MBq

Les doses efficaces sont réparties comme suit

Tableau 37 : répartition des doses efficaces selon le poids chez la population générale

	Dose efficace au stress	Dose efficace au repos
Sujet en poids normal	4,4 mSv	5,1 mSv
Sujet en surpoids	5,18 mSv	5,95 mSv
Sujet obèse	5,92 mSv	6,8 mSv

Les activités moyennes injectées dans la population générale étaient de  $703,52 \pm 74,71$  MBq et de  $708,00 \pm 72,39$  MBq au repos.

Dans la population ou les patients ayant fait la scintigraphie myocardique aux deux temps (stress et repos) 50 patients (58,82 %), ces patients avaient une dose efficace 0,0079 mSv/MBq au stress et 0,009 mSv/MBq au repos. La dose efficace était nettement plus faible de 5,95 mSv chez les patients qui n'ont pas eu une scintigraphie au repos. Concernant la dose délivrée par TDM était calculée selon la formule  $E=K \times PDL$  ou le K représente le coefficient (mSv/mGy-cm) avec une valeur de 0,017 (**179**) et PDL (dose délivrée au volume) est égale à 116 donc la dose efficace était de 1,95mSv.

#### k) Analyse globale de la tomoscintigraphie myocardique

Tous les patients ont fait une tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation avec la TDM, seuls les patients ayant une scintigraphie anormale au stress ont fait un deuxième examen au repos qui est dans notre échantillon 50 patients (58,82 %), le reste des patients 35 patients (41,17 %) ont fait un seul examen au stress.

Tableau 38 : Résultat de la tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation

Parois	Résultats de scintigraphie NC	Résultats de scintigraphie AC
Normale	19 (22,4 %)	38 (44,7 %)
Antérieure	9 (10,6 %)	9 (10,6 %)
Inférieure et Inféroseptale	4 (4,7 %)	2 (2,4 %)
Inférieure et Antérolatérale	4 (4,7 %)	4 (4,7 %)
Inférieure	19 (22,4 %)	7 (8,2 %)
Latérale	3 (3,5 %)	5 (5,9 %)
Antéro-Latérale	2 (2,4 %)	1 (1,2 %)
Antéro-septo-apical	8 (9,4 %)	8 (9,4 %)
Inféro-Latérale	4 (4,7 %)	3 (3,5 %)
Apicale	5 (5,9 %)	5 (5,9 %)
Antérieure et Inférieure	7 (8,2 %)	3 (3,5 %)
Total	85 (100,0 %)	85 (100,0 %)

Tableau 39 : Normalisation de l'atténuation

Normalisation de l'atténuation	Nombre de patients
Pas de normalisation	59 (69,4%)
Normalisation	26 (30,6%)
Total	85 (100%)

Le pourcentage des examens normaux était de 22,4 % (19 patients), le reste était des examens pathologiques répartis selon le territoire atteint comme suit ; les territoires les plus touchés étaient l'inférieur ainsi que l'antérieur et l'antéro-septo-apical.

Le pourcentage le plus élevé était celui des examens normaux 38 patients (44,7 %), plus élevés par rapport aux examens normaux sans correction qui était uniquement chez 19 patients (22,4 %), le pourcentage des anomalies de la paroi inférieure était diminuer jusqu'à (8,2 %) avec correction vs (22,4 %) sans correction, le reste des parois ils n'y avaient pas de changement significatif.

Le tableau 39 montre un pourcentage de 30% des patients qui ont une normalisation de l'atténuation dans leurs examens scintigraphiques.

## L / Sensibilité, spécificité des scintigraphies avec correction AC et sans correction NC

Le tableau 40 résume les résultats de comparaison entre les scintigraphies avec et sans correction avec la coronarographie.

Tableau 40 : comparaison entre les scintigraphies avec et sans correction avec la coronarographie.

Résultats scintigraphiques		Coro négative	Coro positive
NC	négatif	18/35 (51,4%)	2/50 (4,0%)
	positif	17/35(48,6%)	48/50 (96,0%)
AC	négatif	31/35 (88,6%)	7/50 (14,0%)
	positif	04/35 (11,4%)	43/50 (86,0%)

Le tableau 40 montre le pourcentage des examens scintigraphique faux positifs et négatifs ainsi que les vrais positifs et négatifs en comparaison avec le gold standard qui est la coronarographie, en remarque la diminution importante des faux positifs en AC par rapport aux images sans correction 04/35 vs 17/35 .

## I/ Scores des examens scintigraphiques avec et sans correction de l'atténuation

Tableau 41 : Effet de la correction d'atténuation sur les scores scintigraphiques des patients chez la population générale

Score	Nombre de scores scintigraphique des patients			
	Coronarographie positive		Coronarographie négative	
	NC	AC	NC	AC
0	02	08	06	20
1	02	01	08	09
2	03	02	10	01
3	05	03	06	02
4	38	36	05	03

La correction de l'atténuation, comme le montre le tableau 41, a principalement affecté les scores scintigraphiques attribués aux images de patients avec des coronarographies négative ( $p = 0,0001$ ), avec des changements minimes chez les patients avec coronarographies positives, hormis le changement du score 0, de 02 à 08 en NC et AC respectivement. Cette correction a augmenté de façon statistiquement significative le nombre de patients ayant obtenu un score scintigraphique de 0 (définitivement normal) dans un sous-groupe de patients avec des coronarographies normales, de 06 à 20 ( $p = 0,0004$ ) et également le nombre statistiquement réduit de score 2 (équivoques) de 10 à 01 ( $p = 0,001$ ).

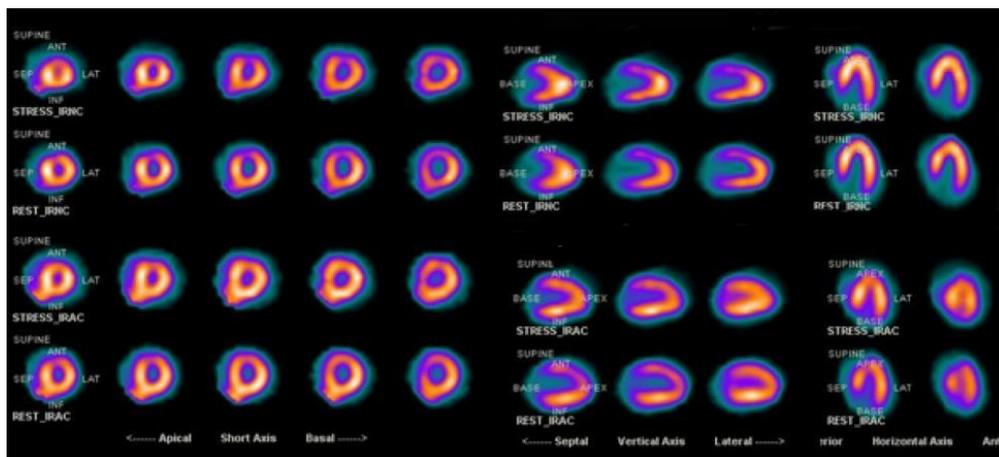


Figure 72 : Illustration d'une correction d'atténuation mammaire chez une femme

La figure (72) montre des images de perfusion myocardique d'une femme âgée de 35 ans hypertendue avec BMI de 25, sans correction d'atténuation NC et avec correction AC. Noter la réduction de la fixation dans la paroi antérieure du myocarde dans les Images NC due à l'atténuation mammaire, qui ont été corrigées sur les images corrigées AC.

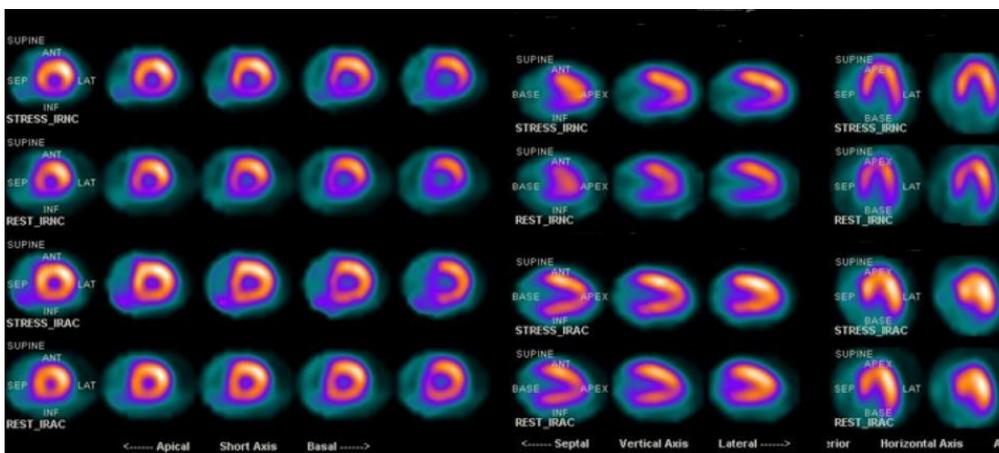


Figure 73 : Illustration d'une correction d'atténuation diaphragmatique chez un homme

La figure (73) montre chez un patient H.A âgé de 67 ans, tomoscintigraphie myocardique de stress : hypoactivités inférieures sur les images non corrigées (NC). Correction de l'hypoactivité inférieure sur les images (corrigées AC) due à l'atténuation diaphragmatique ; la coronarographie de patient était normale.

## 12.2 Étude analytique

### 12.2.1 L'analyse bivariée de corrélation des caractéristiques anthropométriques et facteurs de risque et la normalisation par la TDM

#### a) Âge

Tableau 42 : analyse bi variée de corrélation entre la normalisation et l'âge

Tranche d'âge	Pas de normalisation	Normalisation	totale	<i>p</i>
30-39	5	03	8	NS
40-49	12	05	17	
50-59	16	09	25	
60-69	16	06	22	
70-79	10	03	13	
total	59	26	85	

L'analyse bi variée de corrélation par un test de khi2 non apparié entre la normalisation (correction d'atténuation) et l'âge ne montrait pas un lien significatif  $P=0,911$

#### b) Sexe

Tableau 43 : analyse bi variée de corrélation entre la normalisation et le sexe

		Pas de normalisation	normalisation	totale	<i>p</i>
sexe	masculin	41	19	60	NS
	féminin	18	07	25	
	total	59	26	85	

L'analyse bi variée de corrélation par un test de khi2 non apparié entre la normalisation et le sexe ne montrait pas un lien significatif  $P=0,911$  ; 19/60 (31,66 %) de normalisation chez les hommes et 07 /25 (28 %) de normalisation chez les femmes.

#### c) BMI

Tableau 44 : analyse bi variée de corrélation entre la normalisation et le BMI

		Pas de normalisation	normalisation	totale	<i>p</i>
Tranche de poids	Poids normal	13	09	22	NS
	Surpoids	30	07	37	
	obésité	16	10	26	
total		59	26	85	

L'analyse bi variée de corrélation par un test de khi2 non apparié entre la normalisation et le BMI ne montrait pas un lien significatif  $P=0,120$

#### d) HTA

Tableau 45 : analyse bi variée de corrélation entre la normalisation et l'hypertension artérielle (HTA)

		Pas de normalisation	normalisation	totale	<i>p</i>
Statut tensionnel	Non hypertendu	21	07	28	NS
	Hypertendu	38	19	57	
total		49	26	85	

L'analyse bi variée de corrélation par un test de khi2 non apparié entre la normalisation et l'HTA ne montrait pas un lien significatif  $P=0,43$

### e) Probabilité prétest

Tableau 46 : analyse bi variée de corrélation entre la normalisation et la probabilité prétest

		Pas de normalisation	normalisation	totale	<i>p</i>
Probabilité prétest	Bas risque	11	03	14	NS
	Risque intermédiaire	26	12	38	
	Haut risque	22	11	33	
Total		59	26	85	

L'analyse bi variée de corrélation par un test de khi2 non apparié entre la normalisation et la probabilité prétest ne montrait pas un lien significatif  $P=0,709$

### f) Périmètre abdominal

Tableau 47 : comparaison de périmètre abdominal chez les patients avec et sans normalisation

Moyenne de Périmètre abdominal (patients avec normalisation)	Moyenne de Périmètre abdominal (patients sans normalisation)	<i>p</i>
96,00 cm	94,71 cm	NS

La comparaison des deux moyennes de périmètre abdominal par le test de student chez les patients avec et sans normalisation ne montrait pas un lien significatif  $P=0,642$

### g) Fréquence cardiaque lors de l'acquisition de stress

Tableau 48 : comparaison de fréquence cardiaque lors de l'acquisition de stress chez les patients avec et sans normalisation

Moyenne de fréquence cardiaque (patients avec normalisation)	Moyenne de fréquence cardiaque (patients sans normalisation)	<i>p</i>
92,15	95,59	NS

La comparaison des deux moyennes de fréquence cardiaque lors du stress par le test de student chez les patients avec et sans normalisation ne montrait pas un lien significatif  $P=0,076$

## h) Fraction d'éjection

Tableau 49 : comparaison de la fraction d'éjection chez les patients avec et sans normalisation

Moyenne de fraction d'éjection (patients avec normalisation)	Moyenne de fraction d'éjection (patients sans normalisation)	p
56,19	55,39	NS

La comparaison des deux moyennes de fraction d'éjection par le test de student chez les patients avec et sans normalisation ne montrait pas un lien significatif  $P=0,757$

## 12.2.2 L'analyse bi variée de corrélation des données échocardiographiques et la normalisation par la TDM

Tableau 50 : analyse bi variée de corrélation entre la normalisation et les données de l'échocardiographie

		Pas de normalisation	normalisation	totale	p
Échocardiographie	Cinétique segmentaire correcte	33	18	51	NS
	Trouble de la cinétique segmentaire	26	08	34	

L'analyse bi variée de corrélation par un test de khi2 non apparié entre la normalisation et les résultats de l'échocardiographie ne montrait pas un lien significatif  $P=0,249$ .

## 12.2.3 Étude de la performance diagnostique de la tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation chez la population globale :

- Sensibilité, spécificité, valeur prédictive positivité (VPP) et valeur prédictive négative (VPN) chez la population globale

Tableau 51 : Résultat global de la performance diagnostique de la tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation par la TDM

SPECT/CT	Sensibilité (%)	<i>p</i>	Spécificité (%)	<i>p</i>	VPP	VPN	Précision diagnostique	<i>p</i>
SPECT — NC	96,0 % (48/50)	0,001	51,4 % (18/35)	0,001	73,8 %	90,0 %	77,64 % (66/85)	0,01
SPECT-AC	86,0 % (43/50)		88,6 % (31/35)		91,5 %	81,6 %	87,05 % 74 /85	

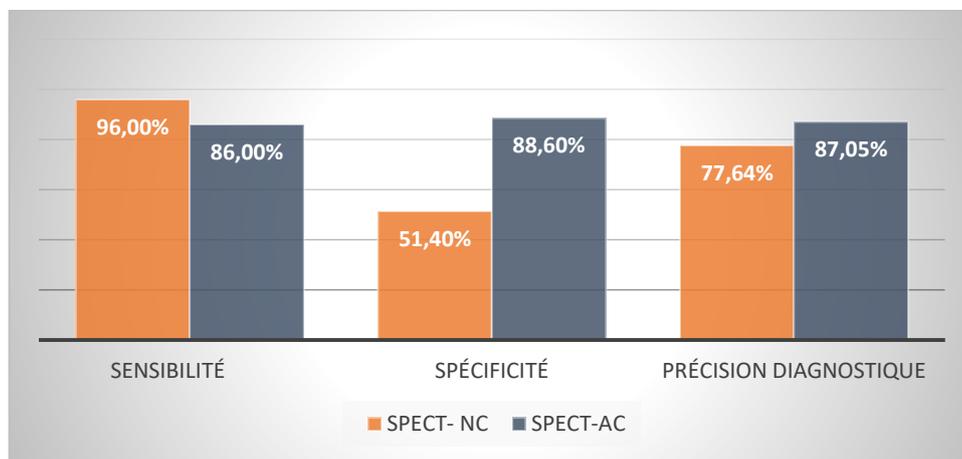


Figure 74 : sensibilité, spécificité et exactitude diagnostic de la population globale

La sensibilité de la tomoscintigraphie myocardique sans correction NC était de 96 % et de 86,0 % avec correction d'atténuation AC avec un ( $p < 0,001$ ), la spécificité était de 51,4 % (18/35) en TSM /NC et de 88,6 % (31/35) en TSM/AC, quant à la VPP et VPN était de 73,8 %, 90,0 %

En TSM/NC et 91,5 %, 81,6 % en TSM/AC. La précision diagnostique était de 77,64 % en TSM/NC et de 87,05 % en TSM/AC avec un P significatif ( $p = 0,035$ ).

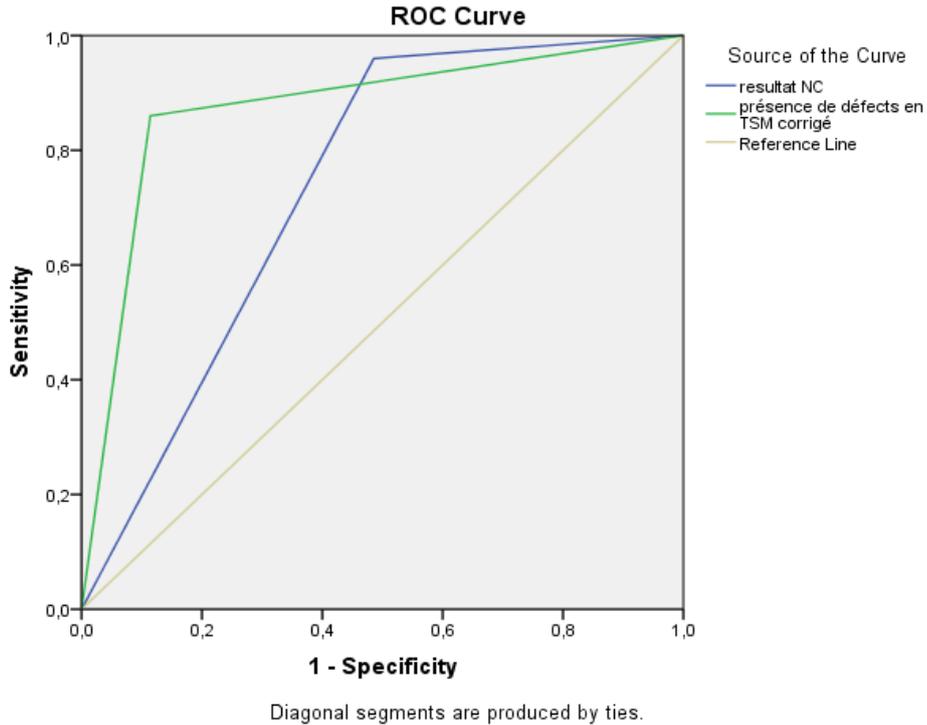


Figure 75 : Courbe ROC de la population globale

Tableau 52 : Résumé de la comparaison de la courbe ROC de la TSM sans correction NC et avec correction AC

Variable	AUC	Erreur type	IC à 95 %
TSM/NC	0,737	0,059	0,622 à 0,853
TSM/AC	0,873	0,042	0,790 à 0,956
Différence entre les aires		0,136	
Seuil de signification		<b>P = 0,0312</b>	

La performance diagnostique pour les images corrigées AC est meilleure que celle des images NC en analysant la surface sous la courbe AUC entre les deux modalités AC/NC (0,873 vs 0,737).

0,70-0,80 : Performance moyenne, 0,80-0,90 : Bonne performance.

## b) Sensibilité, spécificité par territoire vasculaire

- Sensibilité, spécificité en territoire de l'artère interventriculaire antérieure (IVA)

Tableau 53 : Sensibilité, spécificité en territoire IVA en TSM non corrigée et TSM corrigée

Territoire IVA	Sensibilité	<i>p</i>	Spécificité	<i>p</i>
TSM /NC	92,3 % (24/26)	NS	86,4 % (51/59)	NS
TSM/AC	86,4 % (22/26)		93,2 % 55/59	

La sensibilité, spécificité en TSM/NC était de 92,3 % (24/26) ; 86,4 % (22/26) avec un *p* non significatif, quant à la spécificité elle était de 86,4 % et 93,2 % en TSM/AC avec un *p* non significatif.

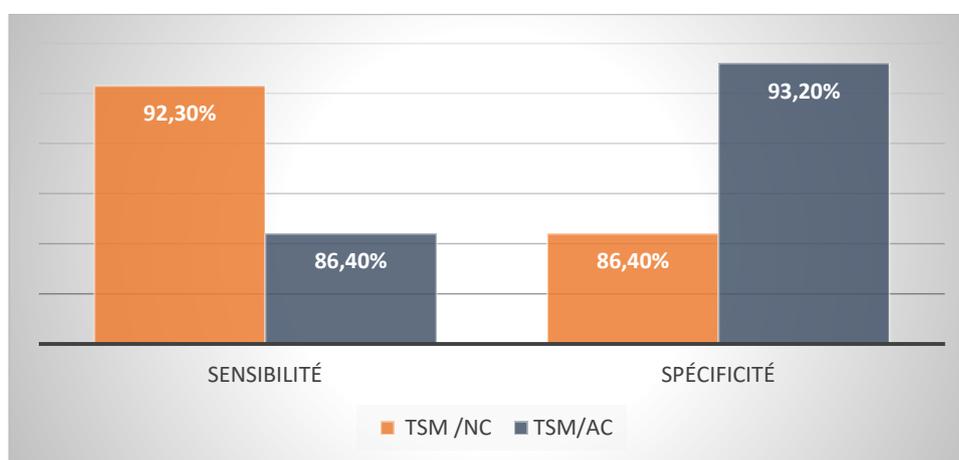


Figure 76 : sensibilité et spécificité dans le territoire de l'IVA

- Sensibilité, spécificité en territoire de l'artère circonflexe CX

Tableau 54 : sensibilité, spécificité en territoire CX en TSM non corrigée et TSM corrigée

Territoire CX	Sensibilité	<i>p</i>	Spécificité	<i>p</i>
TSM /NC	88,2 % (15/17)	NS	100 % (68/68 %)	NS
TSM/AC	82,4 % (14/17)		100 % 68/68	

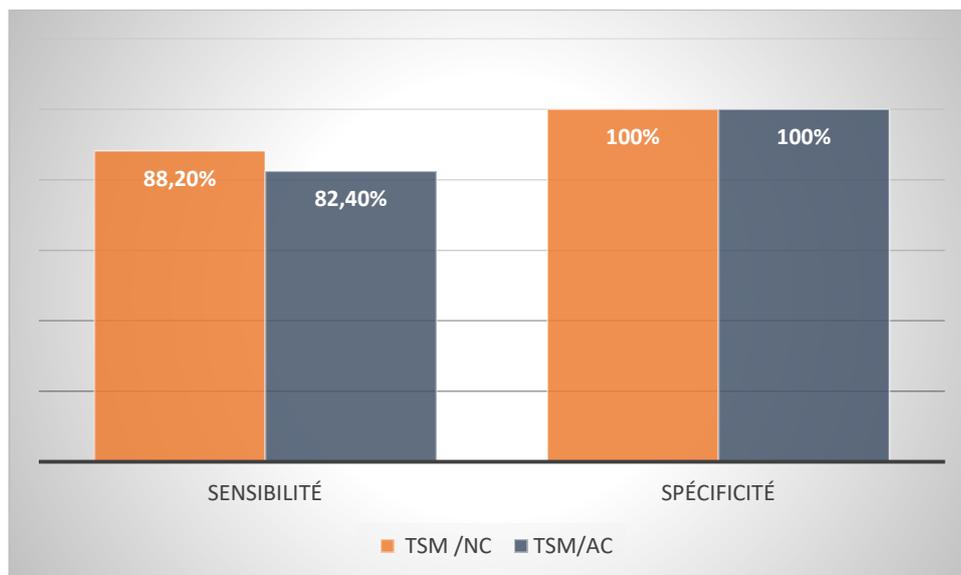


Figure 77 : Sensibilité et spécificité dans le territoire du circonflexe CX

La sensibilité en TSM/NC était de 88,2 % et de 82,4 % en TSM/AC avec un  $p$  non significatif ; quant à la spécificité était la même pour les deux modes à 100 %.

- Sensibilité, spécificité en territoire de l'artère coronaire droite CD

Tableau 55 : Sensibilité, spécificité en territoire CD en TSM non corrigée et TSM corrigée

Territoire CD	Sensibilité	$p$	Spécificité	$p$
TSM /NC	91,7 % (22/24)	0,02	67,2 % (41/61)	0,001
TSM/AC	79,2 % (19/24)		98,4 % (60/61)	

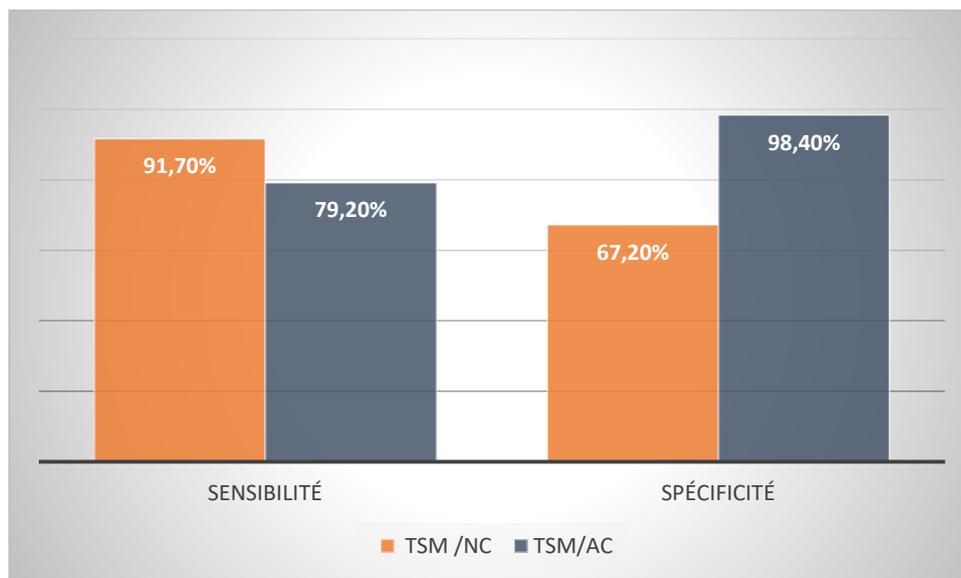


Figure 78 : Sensibilité et spécificité dans le territoire de la coronaire droite CD

La sensibilité en TSM/NC était de 91,7 % (22/24) comparativement à la TSM/AC qui était de 79,2 % (19/24) avec un  $p$  significatif ; quant à la spécificité était de 67,2 % (41/61) en NC et de 98,4 % (60/61) an AC avec un ( $p = 0,001$ ) significatif.

#### 12.2.4 Étude de la performance diagnostique de la tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation selon le sexe

Tableau 56 : sensibilité, spécificité de l'étude de perfusion myocardique selon le sexe

Résultats TSM	Sensibilité	$p$	Spécificité	$p$
TS/NC masculine	94,4 % (34/36)	NS	50,0 % (12/24)	0,004
TSM/AC masculin	80,6 % (29 /36)		87,5 % (21/24)	
TS/NC féminin	100,0 % (14/14)	NS	54,5 % 06/11	0,001
TSM/AC féminin	100 % (14/14)		90,9 % (10/11)	



Figure 79 : Sensibilité et spécificité chez le sexe féminin



Figure 80 : Sensibilité et spécificité chez le sexe masculin

Il y avait une amélioration de la spécificité significative pour les deux sexes, notamment dans le territoire inférieur et aussi pour le territoire antérieur chez 04 femmes à cause de l'atténuation mammaire. Concernant la sensibilité chez la femme il n'y avait pas de différence significative au moment où les deux modalités NC et AC ont détecté les anomalies de perfusion sur l'ensemble des femmes (14 femmes) ; par contre la sensibilité chez l'homme était diminuée en AC par rapport à la NC (80 vs 94 % respectivement avec un *p* non significatif)

## 12.2.5 Étude de la performance diagnostique de la tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation selon le BMI

Tableau 57 : sensibilité, spécificité de l'étude de perfusion myocardique selon le BMI

Résultats TSM	Sensibilité	<i>p</i>	Spécificité	<i>p</i>
TSM /NC <b>BMI&lt;30</b>	87,1 % (27/31)	NS	54,2 % (13/24)	0,001
TSM/AC <b>BMI&lt; 30</b>	83,9 % (26/31)		87,5 % (21/24)	
TSM / NC <b>BMI≥30</b>	94,7 % (18/19)	NS	45,5 % (05/11)	0,001
TSM/AC <b>BMI≥ 30</b>	89,5 % 17/19		90,9 % (10/11)	



Figure 81 : Sensibilité et spécificité chez les patients avec BMI<30



Figure 82 : sensibilité et spécificité chez les patients avec un BMI  $\geq$  30

Il y'avait une amélioration de la spécificité pour les deux catégories de BMI en images corrigées AC et non corrigées NC comme le montrent les figures 81 et 82, par contre pas de modification significative pour la sensibilité pour les deux catégories de BMI aux images corrigées AC et non corrigées NC.

### 12.2.6 Résultats semi-quantitatifs du score summed of stress (SSS)

Tableau 58 : évaluation semi-quantitative du score de stress SSS selon les deux modalités NC/AC

Score de stress	Échantillon	Moyenne	Écart type
SSS non corrigé/NC	85	10,42	10,32
Score de stress SSS corrigé/AC	85	07,53	09,38

L'analyse semi-quantitative des scores (SSS) par le test de Wilcoxon montrait une différence statistique significative  $p \leq 0,005$  entre les TSM/NC et TSM/AC.

Tableau 59 : les changements induits par la correction d'atténuation sur l'étendue de la cardiopathie ischémique

TEMP/TDM	NC	AC	<i>p</i>
Nombre de segments atteints	3,46± 2,95	2,19±2,58	≤0,004

La comparaison de volume des anomalies perfusionnelles (nombre de segments atteints) entre les images non corrigées NC et images corrigées AC montrait une différence significative avec un  $p \leq 0,004$ .

### 13 Discussion

La coronaropathie est l'une des principales causes de morbidité et de mortalité dans le monde (180-182). Afin de sélectionner les patients qui bénéficieront le plus de la revascularisation, d'un diagnostic précis et d'une stratification, du risque de coronaropathie, à l'aide de tests non invasifs, est crucial(183). L'imagerie de perfusion myocardique (TSM) avec tomodensitométrie par émission monophotonique (TEMP) est un outil bien établi pour le diagnostic de la cardiopathie ischémique. Étant donné qu'il a une bonne valeur pronostique et une bonne classification du risque net, la tomoscintigraphie myocardique est habituellement utilisée comme un portier pour angiographie coronarienne (coronarographie) et évaluation de l'efficacité du traitement(184). Cependant, les artefacts dégradent la qualité de l'image et augmentent le risque de mauvaise interprétation et l'atténuation des tissus mous est l'un des artefacts les plus courants (171). Pour pallier à cette problématique, l'acquisition d'un nouveau SPECT/tomodensitométrie hybride (SPECT/CT) dans notre service implique l'utilisation de la TDM pour la correction d'atténuation en convertissant les unités Hounsfield en coefficients d'atténuation, nous a permis de faire une étude sur une notre propre population algérienne, pour comparer nos résultats avec des études internationales en matière de performance diagnostique pour juger de l'utilité ou non de cette technique.

La discussion de nos résultats sera scindée en trois rubriques :

- Les Caractéristiques de notre population d'étude ;
- Comparaison de la performance diagnostique avec les autres études internationales en matière de sensibilité, spécificité et exactitude diagnostique ;
- De savoir pour quelle catégorie de patients cette technique serait utile en matière de sexe et de BMI.

### 13.1 Caractéristiques de notre population d'étude

Dans notre travail, les patients ont été recrutés de manière consécutive afin de garantir un échantillonnage limitant les biais de recrutement.

Il s'agit d'une population de 85 malades (hommes et femmes) coronariens avérés ou avec suspicion de coronaropathie, âgée entre 32 et 78 ans, ayant bénéficié d'une coronarographie récente (dans les trois mois avant ou après la réalisation de la TSM).

Les services de cardiologie concernée par le recrutement :

- Service de cardiologie HMRUC ;
- Service de cardiologie EHS ERRIADH ;
- Autres institutions sanitaires.

#### 13.1.1 Caractéristiques épidémiologiques

Notre échantillon est constitué de 85 patients avec 60 hommes et 25 femmes.

##### a) Âge

L'âge moyen de notre population de patients est de 56,09±11,71 ans avec des extrêmes de 32 à 78 ans. Il s'agit d'un âge relativement jeune.

Tableau 60 : Les caractéristiques d'âge dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1er auteur	Âge moyen population globale (ans)
Sharma et al( <b>185</b> ) 2012 New Delhi, Inde.	55.1 ± 9.9
Fricke et al( <b>186</b> ) 2005 Allemagne.	58 ±11
Banzo et al ( <b>187</b> ) 2003 Espagne	59
Masood et al ( <b>8</b> ) 2005 USA	61± 12
Hendel et al 1999( <b>162</b> ) USA	61,4 ± 12,1
Benkiran et al 2015( <b>188</b> ) France	61± 11
Wen Chong Xin et al 2018 ( <b>189</b> )Chine	61.5±8.7
van Dijk et al ( <b>190</b> ) 2015 Hollande	60.2 ± 12.4
Notre étude 2023 Algérie	56,09±11,71

Notre population est relativement jeune ; l'âge moyen de la population globale était de 56,09±11,71 ans, notre résultat est similaire à ceux de l'étude de Sharma(**185**), Fricke(**186**) et Banzo(**187**) . L'Âge jeune de notre population s'explique aussi par le grand contingent militaire dans notre population vue que notre hôpital est militaire.

## b) Sexe

La prédominance masculine dans notre série de coronariens a été constatée par la plupart

Tableau 61 : Sexe ratio dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1er auteur	Sexe ratio
Sharma et al ( <b>185</b> ) 2012 New Delhi, Inde.	4,5
Fricke et al ( <b>186</b> ) 2005 Allemagne.	2,8
Banzo et al ( <b>187</b> ) 2003 Espagne	2,5
Masood et al ( <b>8</b> ) 2005 USA	2,0
Hendel et al 1999( <b>162</b> ) USA	1,9
Benkiran et al 2015( <b>188</b> ) France	1,8
Wen Chong Xin et al 2018 ( <b>189</b> )Chine	2,1
van Dijk et al ( <b>190</b> ) 2015 Hollande	0,75
Notre étude 2023 Algérie	2,4

Le sexe ratio de notre population globale de 2,4 se rapproche de la majorité des études comme : l'étude Banzo et al (**187**), Fricke et al(186), Masood et al (**8**) et celle de Wen Chong Xin et al (**189**), mais, dans certaines études, une prédominance féminine a été signalée, comme celle de van Dijk et al (**190**)

### 13.1.2 Les facteurs de risque cardio-vasculaire

#### a) Le diabète

Dans notre population globale, la fréquence du diabète était de 47,1 %, résultats similaires à plusieurs travaux

Nous constatons donc que la fréquence du diabète dans notre travail se rapproche à celles de Benkiran et al (**188**) (35 %) et Sharma et al (**185**) (33,3 %), par contre nous constatons que le reste des études, la fréquence de diabète est abaissée par rapport à notre population globale ; Banzo et al (187) 17 %, Masood et al (**8**) (22 %), Hendel et al (**162**) (19 %), Wen

Chong Xin et al(**189**) (22,1 %), van Dijk et al (**190**) (9,3 %) ; cependant, cette fréquence reste plus élevée à celle de la population générale : étude Fricke et al (**186**) (100 %) 23 patients.

Tableau 62 : Fréquence du diabète dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1er auteur	Fréquence du diabète
Sharma et al ( <b>185</b> ) 2012 New Delhi, Inde.	33,3 %
Fricke et al ( <b>186</b> ) 2005 Allemagne.	100 %
Banzo et al ( <b>187</b> ) 2003 Espagne	17 %
Masood et al ( <b>8</b> ) 2005 USA	22 %
Hendel et al 1999( <b>162</b> ) USA	19 %
Benkiran et al 2015 ( <b>188</b> ) France	35 %
Wen Chong Xin et al 2018 ( <b>189</b> )Chine	22,1 %
van Dijk et al ( <b>190</b> ) 2015 Hollande	9,3 %
Notre étude 2023 Algérie	47,1 %,

Cette divergence de prévalence du diabète peut s'expliquer par les caractéristiques des populations étudiées (mode de sélection, ainsi que les caractères ethniques aussi et les habitudes alimentaires de la population ou autres), et les critères diagnostiques retenus (diagnostic fondé sur déclaration du patient, ou après évaluation biologique).

#### b) L'hypertension artérielle

La forte prévalence de l'HTA dans notre population globale est également retrouvée dans d'autres études, comme détaillées dans le tableau ci-dessous.

L'HTA était plus fréquente dans notre population globale 67 %, avec une prédominance féminine (plus obèses que les hommes). Nos résultats sont conformes à la plupart des études épidémiologiques où l'HTA représente le FRCV le plus fréquent chez les coronariens ; elle est similaire à la majorité des études comme celle de Hendel et al 68 %, Sharma et al 69 %

et van Dijk et al 64,4 %, néanmoins elle était plus élevée dans le reste des études sauf celle de Masood et al ou elle était un peu abaissée 25 %.

Tableau 63 : Fréquence de l’HTA dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1 <sup>er</sup> auteur	Fréquence de l’HTA (Population globale)
Sharma et al ( <b>185</b> ) 2012 New Delhi, Inde.	69 %
Anna et al ( <b>191</b> ) 2015 Pologne.	79 %
Banzo et al ( <b>187</b> ) 2003 Espagne	34,5 %
Masood et al ( <b>8</b> ) 2005 USA	25 %
Hendel et al 1999( <b>162</b> ) USA	68 %
Benkiran et al 2015 ( <b>188</b> ) France	45 %
Wen Chong Xin et al 2018 ( <b>189</b> )Chine	71 %
van Dijk et al ( <b>190</b> ) 2015 Hollande	64,4 %
Notre étude 2023 Algérie	67 %

L’HTA était plus fréquente dans notre population globale 67 %, avec une prédominance féminine (plus obèses que les hommes). Nos résultats sont conformes à la plupart des études épidémiologiques où l’HTA représente le FRCV le plus fréquent chez les coronariens ; elle est similaire à la majorité des études comme celle de Hendel et al 68 %, Sharma et al 69 % et van Dijk et al 64,4 %, néanmoins elle était plus élevée dans le reste des études sauf celle de Masood et al ou elle était un peu abaissée 25 %.

### c) Le tabagisme

Le tabagisme reste fréquent chez notre population ; le tableau 64 montre des fréquences variables dans les autres séries.

Tableau 64 : Fréquence du tabac dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1er auteur	Fréquence du tabac (Population globale)
Sharma et al ( <b>185</b> ) 2012 New Delhi, Inde.	26,3 %
Anna et al ( <b>191</b> ) 2015 Pologne.	57,9 %
Banzo et al ( <b>187</b> ) 2003 Espagne	21,2 %
Raza et al ( <b>192</b> ) 2016 Pakistan	41 %
Hendel et al 1999( <b>162</b> ) USA	37 %
Benkiran et al 2015 ( <b>188</b> ) France	35 %
Wells et al 2018( <b>193</b> ) Canada	89,2 %
van Dijk et al ( <b>190</b> ) 2015 Hollande	23,4 %
Notre étude 2023 Algérie	42,5 %

La fréquence du tabagisme est estimée à 42,5 % dans notre population, elle est exclusivement masculine. Nos résultats s'alignent avec ceux de Raza et al (**192**) 41 %, Hendel et al à 37 % et Anna et al à 57,9 % cette fréquence est supérieure à celle retrouvée dans d'autres études telles : Banzo et al à 21,2 %, et reste inférieure à celle de l'étude de Wells et al à 59 %. Le tabagisme reste fréquent dans la population globale, et constitue un facteur de risque et d'aggravation de la coronaropathie ; la non-déclaration du tabagisme par les femmes reste un biais pour son évaluation exacte.

#### d) La dyslipidémie

Tableau 65 : Fréquence de la dyslipidémie dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1er auteur	Fréquence de la dyslipidémie (Population globale)
Sharma et al ( <b>185</b> ) 2012 New Delhi, Inde.	22,8 %
Banzo et al ( <b>187</b> ) 2003 Espagne	47,8 %
Raza et al ( <b>192</b> ) 2016 Pakistan	18 %
Hendel et al 1999( <b>162</b> ) USA	42 %
Benkiran et al 2015 ( <b>188</b> ) France	48 %
Wells et al 2018( <b>193</b> ) Canada	63,6 %
van Dijk et al ( <b>190</b> ) 2015 Hollande	43 %
Notre étude 2023 Algérie	57,6 %

La fréquence de la dyslipidémie dans notre série était de 57,6 %. A prédominance féminine. Dans la littérature, la fréquence de la dyslipidémie est variable selon les cohortes étudiées et les paramètres lipidiques évalués, mais reste proche de la nôtre comme Banzo et al à 47,8 %, Wells et al à 63,6 % et Benkiran et al à 48 %.

### e) Surcharge pondérale et obésité

Tableau 66 : Fréquence de l'obésité dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1er auteur	Fréquence de l'obésité (Population globale)
Sharma et al(185) 2012 New Delhi, Inde.	66,6 %
Raza et al (192) 2016 Pakistan	39 %
Benkiran et al 2015 (188) France	25 %
Wells et al 2018(193) Canada	29,4 %
van Dijk et al (190) 2015 Hollande	25 %
Notre étude 2023 Algérie	30,6 %

Dans notre échantillon, seulement 25,9 % avaient un poids normal ; un poids augmenté était observé dans 74,1 % (surcharge pondérale 43,5 %, obésité 30,6 %). Le périmètre abdominal était pathologique chez 34 % de nos malades. Le tour de taille moyenne de notre population est de  $95,10 \pm 11,67$  cm, significativement plus élevé chez la femme par rapport à l'homme ( $101,64 \pm 12,73$  cm vs  $92,38 \pm 10,12$ ). Notre constatation se rapproche de celle des différentes études épidémiologiques comme celles de : Wells et al à 29,4 %, et à un degré moindre de ceux de Benkiran et al à 25 % et van Dijk et al à 25 %. Au final, l'obésité et l'obésité androïde restent fréquentes, entraînant une augmentation de la morbidité et de la mortalité cardiovasculaires.

Tableau 67 : BMI moyen dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1er auteur	BMI moyen (Population globale) (kg/m <sup>2</sup> )
Sharma et al ( <b>185</b> ) 2012 New Delhi, Inde.	31
Raza et al ( <b>192</b> ) 2016 Pakistan	24,6
Benkiran et al 2015 ( <b>188</b> ) France	27
Wells et al 2018( <b>193</b> ) Canada	27,9
van Dijk et al ( <b>190</b> ) 2015 Hollande	28.1
Notre étude 2023 Algérie	28,5

Le BMI moyen de notre population était de  $28,5 \pm 4,5$  kg/m<sup>2</sup>, la plupart de nos patients sont en surpoids ; il est similaire à la majorité des études comme celles de van Dijk et al à 28.1 kg/m<sup>2</sup>, Benkiran et al, elle est inférieure à celle de Sharma et al à 31 kg/m<sup>2</sup> qui contient beaucoup d'obèses.

#### f) La sédentarité

Ce paramètre reste difficile à évaluer, mais sa fréquence reste élevée chez la population de coronariens ; le tableau ci-dessous résume la situation.

Tableau 68 : Fréquence de la sédentarité dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1er auteur	Fréquence de la sédentarité
Belhadj( <b>194</b> ) 2015 Algérie	59,7 %
Bougrini et al( <b>195</b> ) Maroc	76 %
Notre étude 2023 Algérie	42,4 %

Dans notre travail, la sédentarité touchait (42,4 %) de nos patients beaucoup plus la population féminine. Elle est moins fréquente par rapport aux études faites chez des patients coronariens dans l'étude de Belhadj (59,7 %), et celle de Bougrini et al (76 %).

Le nombre bas de sédentaires dans notre échantillon s'explique par le nombre de patients de sexe masculin qui sont actifs vu leurs appartenances à une institution militaire, et vue que notre échantillon contient des patients coronariens et des patients suspects d'être coronariens.

#### g) La coronaropathie familiale

La notion de coronaropathie familiale est notée dans 17,6 % dans la population globale

Tableau 69 : Fréquence de la coronaropathie familiale dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1er auteur	Fréquence de la coronaropathie familiale
Sharma et al ( <b>185</b> ) 2012 New Delhi, Inde.	25,7 %
Benkiran et al 2015 ( <b>188</b> ) France	17 %
van Dijk et al ( <b>190</b> ) 2015 Hollande	36,4 %
Raza et al ( <b>192</b> ) 2016 Pakistan	37 %
Wells et al 2018( <b>193</b> ) Canada	37 %
Notre étude 2023 Algérie	17,6 %

Dans la littérature consultée, les résultats sont différents : Sharma et al (25,7 %), van Dijk et al (36,4 %), Wells et al et Raza et al 37 % tous les deux, Benkiran et al (17 %) et enfin notre étude qui s'aligne avec celle de Benkiran qui était de (17,6 %).

Cette fluctuation de résultats peut s'expliquer par le fait que ces données sont basées sur l'interrogatoire, et que l'âge d'installation de ces maladies ne soit pas rapporté précisément, et que la plupart de patients ignorent les antécédents médicaux concernant leurs familles.

#### h) ATCDS personnels de maladies cérébro-vasculaires

Le tableau 70 résume les ATCDS cérébro-vasculaires chez la population globale

Tableau 70 : Fréquence des ATCDS d'AVC dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1er auteur	Fréquence des ATCDS d'AVC
Al-Sheikh et al (196) Arabie saoudite	4,02 %
le registre Preveni (197) France	5,3 %
Bertomeu et al (198) Espagne	8,86%
Notre étude 2023 Algérie	2,4 %

À leur inclusion, deux malades représentant 2,4 % de notre population ont présenté un accident cérébro-vasculaire (une femme et un homme), dont la totalité était des accidents vasculaires cérébraux constitués de type ischémique ou AIT. Des fréquences élevées par rapport à la nôtre sont retrouvées dans d'autres études comme celle de Bertomeu et al 8,86%, pouvant s'expliquer par le mode de sélection (populations plus âgées que la nôtre), comme le registre français prévenir.

#### i) Le statut rénal

D'après notre travail, une insuffisance rénale chronique (IRC) était observée chez 5,9 % de la population globale.

Tableau 71 : Fréquence de l'IRC dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1er auteur	Fréquence de l'IRC
Benkiran et al 2015 (188) France	07 %
M r Boujnah 2013 (199) Tunisie	08%
Notre étude 2023 Algérie	05,9 %

Notre résultat se rapproche de celui de Benkiran et al (07 %) et Boujnah et al à 8%, ce nombre abaissé d'insuffisances rénales pourrait s'expliquer par le jeune âge de la population recrutée et par le manque de données biologiques du statut rénal par un certain nombre de patients.

#### j) ATCDS d'IDM

Le tableau 72 résume les ATCDS d'IDM dans notre population globale et celles des autres études.

Tableau 72 : Fréquence d'IDM dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1er auteur	Fréquence d'IDM
Sharma et al ( <b>185</b> ) 2012 New Delhi, India.	27,4 %
Wells et al 2018( <b>193</b> ) Canada	14,3 %
Banzo et al ( <b>187</b> ) 2003 Spain	13 %
Perrin et al ( <b>200</b> ) 2014 France	42 %
Notre étude 2023 Algeria	30,6 %

Notre résultat se rapproche à celui de Sharma et al à (27,4 %), et inférieure à celui de Perrin et al, néanmoins reste plus élevée à ceux de wells et all 14% et de banzo et al 13%.

#### k) ATCD d'angioplastie coronaire ATL

Tableau 73 : fréquence d'ATL dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1er auteur	Fréquence d'ATL
Wells et al 2018( <b>193</b> ) Canada	29 %
Notre étude 2023 Algeria	25,9 %

Notre population avait (25,9 %) qui ont eu une angioplastie coronaire, ce résultat se rapproche avec l'étude de Wells et al 2018 (29 %).

### 13.1.3 Bilan échographique et épreuve d'effort

#### a) Épreuve d'effort

Le tableau 74 résume les différents résultats d'épreuve de stress.

Tableau 74 : Résultats de stress d'effort dans la population globale et selon les différentes études

Étude/1er auteur	Résultat positif	Résultat négatif	Résultat suspect	Résultat ininterprétable
Perrin et al (200) 2014 France	14 %	59 %	15 %	13 %
Notre étude 2023 Algeria	17,6 %	58,8 %	12,9 %	10,9 %

Notre résultat s'aligne avec celui de Perrin et al, avec une majorité des examens d'épreuves d'efforts négatifs (58,8 %), et un pourcentage abaissé des examens positifs (17,6 %) proches à celui de Perrin (14 %) et un pourcentage de (12,9 %) des examens suspects dans notre série (15 %) dans l'étude de Perrin ; ces chiffres s'expliquent par la faible sensibilité et une grande spécificité de l'épreuve d'effort dans le dépistage de la cardiopathie ischémique comme le démontrent plusieurs études épidémiologiques (201).

Benkiran et al (165) avait montré une sensibilité d'épreuve d'effort à 40 % et une spécificité à 85 %.

#### b) Coronarographie

Tableau 75 : Résultats de la coronarographie dans la population globale et selon les différentes études

Études	Coronarographie normale	Monotronculaire	Bitronculaire	Tritronculaire
Raza et al (192) 2016 Pakistan	29 %	42 %	24 %	5 %
Sharma et al (185) New Delhi, Inde.	26,9 %	33,3 %	20,4 %	19,2 %
Perrin et al (200) 2014 France	31 %	26 %	32 %	10 %
Huang et al (169) 2011	62,2 %	13,1 %	10,1 %	14,1 %
Notre étude 2023 Algeria	41 %	42 %	12,9 %	3,5 %

Notre résultat se rapproche à celui de Raza et al (**192**) pour l'atteinte monotronculaire et tritronculaire, néanmoins reste différentes des autres études, nous avons 35 patients avec une coronarographie normale (41 %) le reste des patients (50) étaient pathologiques avec 36 patients (42 %) avaient une atteinte monotronculaire, 11 patients (12,9 %) ont une atteinte bitronculaire et enfin 03 patients (3,5 %) avaient une atteinte tritronculaire.

### c) Dominance coronaire

Notre résultat concernant la dominance droite (82,3 %) s'aligne avec celui de Perrin et al (200) (85 %) et Boujnah et al (84,8%), et (11,7 %) avaient une dominance gauche contre (09 %) pour celle de Perrin, et (5,8 %) avaient un réseau équilibré contre (06 %) pour celle de Perrin et al (**200**) ; ces résultats s'accordent avec toutes les études épidémiologiques sur l'anatomie du réseau coronaire (**202**)

Tableau 76 : Résultats de type de dominance dans la population globale et selon les différentes études

Étude	Dominance droite	Dominance gauche	Équilibrée
Perrin et al ( <b>200</b> ) 2014 France	85 %	09 %	06 %
M r Boujnah( <b>199</b> )	84,8%	NM	NM
Notre étude 2023 Algeria	82,3 %	11,7 %	5,8 %

NM : non mentionnée

Notre résultat concernant la dominance droite (82,3 %) s'aligne avec celui de Perrin et al (200) (85 %) et Boujnah et al (84,8%), et (11,7 %) avaient une dominance gauche contre (09 %) pour celle de Perrin, et (5,8 %) avaient un réseau équilibré contre (06 %) pour celle de Perrin et al (**200**) ; ces résultats s'accordent avec toutes les études épidémiologiques sur l'anatomie du réseau coronaire (**202**)

## 13.2 Etude de la performance diagnostique de la tomoscintigraphie myocardique avec et sans correction de l'atténuation chez la population globale :

Notre travail consistait à comparer la performance diagnostique en matière de sensibilité, spécificité et exactitude diagnostique entre les images TSM non corrigées (NC) acquises en décubitus dorsal avec les images corrigées de l'atténuation (AC) à l'aide d'un système d'imagerie de transmission tomодensitométrie (TDM) intégrée dans le système

d'acquisition d'émission (gamma caméra hybride SPECT/CT) chez des patients coronariens avérés ou avec suspicion de coronaropathie.

Tous les patients ayant fait une coronarographie dans un délai ne dépassant pas 3 mois avant ou après la tomoscintigraphie myocardique.

L'atténuation due aux tissus mous représente la principale cause d'artéfacts d'atténuation de l'imagerie d'émission monophotonique (SPECT) entraînant à une diminution de la spécificité et de la précision diagnostique de TSM menant à d'autres investigations avec une diminution du rapport coût-efficacité **(203, 204)**. Sachant que le vrai pourcentage des artéfacts d'atténuation est non déterminé exactement, on l'estimait de 20 à 50 % **(162)**. Notre étude semble confirmer ces chiffres avec 30,6 % des diagnostics tomoscintigraphiques modifiés ou normalisés par une correction d'atténuation dans notre population globale que nous avons étudiée. Tableau 39.

Les artéfacts d'atténuations se font essentiellement par diffusion Compton ou parfois par une interaction photoélectrique avec les énergies utilisées en imagerie nucléaire (70 à 511Kev), ce phénomène est loin d'être non estimable puisque la couche de demi-atténuation de l'eau (CDI) ou de tissus mous varie entre 3 et 7 cm pour des photons de 70 à 511Kev**(165)**.

En routine clinique, les photons émis de différents endroits d'un organe traversent des structures anatomiques de volume et de densités différentes (la coupole diaphragmatique, les seins et la paroi thoracique) engendrant des anomalies en scintigraphie myocardique sous forme des images hypoactives artéfactuelles simulant des défauts perfusionnels. La coupole diaphragmatique serait responsable de l'atténuation de la paroi inférieure dans plus de 25 % des tomoscintigraphies myocardiques, conduisant à des artéfacts de perfusion dans le territoire de l'artère coronaire droite **(163, 205)**, ces artéfacts d'atténuations de perfusions sont accentués chez les patients avec une protubérance abdominale (ascite par exemple).

L'atténuation mammaire due aux seins volumineux ou denses diminue le nombre de photons détectés au niveau de la paroi antérieure, antéroseptale ou latérale, entraînant des artéfacts de perfusion dans le territoire de l'artère interventriculaire antérieure (IVA) ou de l'artère circonflexe **(206)**, elle peut introduire des artéfacts dans plus de 40 % des TSM chez la femme**(207)** la densité tissulaire, la taille et la position du sein influence considérablement la sévérité et l'étendue de l'atténuation.

Pour pallier à ce phénomène d'atténuation, plusieurs méthodes ont été procédées pour minimiser ces conséquences, on peut citer :

- Acquisition des images en décubitus ventral (**162**)
- Acquisition des images avec synchronisation à l'ECG Gated — SPECT (**4, 208, 209**)
- Correction de l'atténuation par des sources externes ou par TDM

Les partisans de ces méthodes affirment qu'il y a une amélioration substantielle de la spécificité des TSM après l'application de chaque technique. Cependant, certains inconvénients ont entravé généralement leur acceptation. Par exemple, Gated-SPECT peut faire la distinction entre les artéfacts d'atténuation et les séquelles d'IDM, mais ne peut pas différencier les artéfacts de l'ischémie. L'imagerie en décubitus ventral nécessite une séquence d'imagerie supplémentaire, bien qu'elle introduise fréquemment de nouveaux artéfacts notamment en territoire antérieur.

La méthode utilisée dans notre travail est la correction d'atténuation à l'aide d'image de transmission tomodensitométrique TDM.

### 13.2.1 : Étude de la performance diagnostic globale (sensibilité, spécificité et exactitude diagnostique globale) chez la population globale

Plusieurs études cliniques évaluant la correction d'atténuation des artéfacts ont été présentées dans les littératures, le tableau 77 résume leurs résultats.

Une des études les plus intéressantes était celle de Ficaro et al, qui ont rapporté des résultats de la correction d'atténuation sur les fantômes et une cohorte de patients en utilisant trois détecteurs (02 collimateurs parallèles pour enregistrer les données d'émission et un troisième détecteur « fan beam » pour l'acquisition des données de transmission à l'aide d'une source linéaire d'Am 241).

Ils ont démontré une amélioration de l'exactitude diagnostique chez 60 patients ayant bénéficié d'une TSM au sestamibi-Tc<sup>99m</sup> avec une amélioration marquée de la spécificité (de 48 à 82 %)(**164**).

La première étude prospective multicentrique a été réalisée par Hendel et al, en utilisant une double tête à 90° avec une source linéaire de <sup>153</sup>Gd (vantage®, ADAC Laboratories). La sensibilité (n=96) pour la détection de 50 % ou plus des sténoses était semblable avec l'utilisation de données NC et AC. Le taux de normalité (n=88), cependant, a été significativement amélioré (86 % vs 96 %, respectivement) et les faux positifs ont été réduits

de plus de quatre fois (de 14 à 4 %). Une sensibilité réduite a été notée, mais une spécificité améliorée pour les lésions de l'artère coronaire droite en utilisant la méthode de correction d'atténuation et du diffusé. Cependant, la capacité à détecter une atteinte pluritronculaire a été réduite avec la correction d'atténuation et du diffusé pouvant engendrer des implications pronostiques(162).

Galowitsch et al(210), ont étudié 49 patients ayant bénéficié d'une TSM au  $^{201}\text{Tl}$  en utilisant un système de détection double équipé d'une source linéaire de Gd-153 et d'un processus itératif de reconstruction Chang algorithm (Transact®, Elscint). Il n'y avait pas d'amélioration significative de l'exactitude diagnostic alors que la spécificité a été quelque peu améliorée avec la correction de l'atténuation de 69 % pour les images NC à 84 % pour les images AC (P non significatif) (210).

Une autre étude multicentrique a été complétée par Links et al(211). En utilisant un système similaire, ou les données de transmission ont été acquises par une source de Gd-153 pour les images d'émission au TC99m et par une source de TC99m pour les images d'émission au Tl201. Ces auteurs ont montré un gain significatif de la spécificité globale (de 69 à 92 %,  $p=0,002$ ) et dans les trois territoires coronaires, en outre la normalité a augmenté de 74 à 91 % ( $p=0,004$ ).

Tableau 77 : Performance diagnostique de la population globale et les différentes études cliniques évaluant la correction d'atténuation

Auteur	Année	Radionucléide	Système	Nombre des patients	Sensibilité %		Spécificité %		Normalité %	
					NC	AC	NC	AC	NC	AC
Ficaro et al (164)	1996	TC99m	U — Mich	119	78	84	46	82	88	98
Galowitsch et al (210)	1998	Tl-201	GE-ELscint	49	89	94	69	84	NF	NF
Hendel et al(162)	1999	TC99m	Philips-Adac	200	76	78	44	50	86	96
Links et al(211)	2000	TC99m	GE-SMV	112	84	88	56	94	74	91
Banzo et al(187)	2003	TC99m	Philips-Adac	99	92	76	46	71	NF	NF
Grossman et al(212)	2004	TC99m	Philips-Adac	95	97	90	29	57	52	90
Benkiran et al(165)	2012	TC99m	GE-infinia	70	89	80	56	80	NF	NF
Anna et al(191)	2016	TC99m	GE-infinia	107	83	79	63	86	NF	NF
Notre étude	2023	TC99m	GE-Discovery DR670	85	96	86	51	88	NF	NF

NF : non faite

La sensibilité a légèrement augmenté, mais de manière non significative (p non significatif).

Apostolopoulos et al(168), ont examiné 120 patients ayant bénéficié d'une imagerie au thalium-201 (201Tl-Cl) qui ont ensuite subi une coronarographie invasive. La sensibilité globale des TSM avec correction par TDM (AC) était inférieure à celle de TSM non corrigée NC (70 % vs 87 %, P = 0,04), la spécificité globale était plus élevée, mais pas à un degré

statistiquement significatif (62 % vs 54 %), tandis que l'exactitude ne différait pas considérablement (66 % vs 69 %). Toutefois, la précision diagnostic de l'évaluation de l'atteinte du territoire de l'artère coronaire droite (CD) était nettement supérieure avec le TC-CA (73 % contre 55 %,  $P < 0,05$ ).

Benkiran et al(165), ont étudié 70 patients ayant bénéficié d'une TSM de perfusion avec et sans correction de l'atténuation à l'aide d'une imagerie de transmission intégrée dans le système d'acquisition d'émission, chez des patients à faible prévalence de cardiopathie ischémique, une analyse quantitative automatique constituant des scores sommés de stress (SSS) et de repos (SRS) et un score sommé de différences (SDS) a été utilisée comme critère d'interprétation.

Les résultats ont montré une spécificité de 80 % pour TSM/AC vs 56 % pour TSM/NC.

La valeur prédictive positive de 40 % pour TSM/AC vs 23 % pour TSM/NC, sans modification significative de la sensibilité.

Banzo et al(187), ont étudié 99 patients ayant bénéficié d'une imagerie TSM au sestamibi-Tc99m utilisant un système de détection équipé d'une source linéaire de Gd-153 avec 04 fenêtres énergétiques indépendantes étaient utilisées pour la correction d'atténuation et la correction de diffusé. Ces patients ont eu une coronarographie faite avant ou après l'imagerie tomoscintigraphiques de perfusion, le diagnostic final était basé sur la coronarographie avec une sténose de 70 % ou plus était considérée comme significative.

Les résultats ont montré une sensibilité de 92 % pour les images non corrigées TSM/NC vs 76 % pour les images corrigées TSM/AC, en ce qui concerne la spécificité était de 46 % pour les images non corrigées TSM/NC vs 71 % pour les images corrigées TSM/AC.

Les résultats de notre travail ont montré une sensibilité de 96 % pour la TSM/NC vs 86 % pour TSM/AC avec un  $P=0,002$  et une spécificité de 51 % pour la TSM/NC vs 88 % pour TSM/AC avec un  $P \leq 0,0001$ , et l'exactitude diagnostic était de 77 % pour la TSM/NC vs 87 % pour TSM/AC avec un  $p = 0,035$ , l'analyse des courbes ROC pour la TSM /NC montrait une surface sous la courbe à 0,73 vs 0,87 pour la TSM/AC pour un cutoff  $\geq 70$  %.

Notre résultat s'aligne avec ceux, de Banzo et al, Sharma et al, Genovesi et al, Huang et al, et Cerqueira et al qui ont démontré une amélioration de la spécificité avec une diminution de la sensibilité (113, 169, 185, 213).

Cette disparité des résultats devrait être attribuée à la grande complexité de la méthode utilisée et plusieurs sources de variabilité : la géométrie, le type de source de transmission, le logiciel appliqué à la reconstruction tomographique d'une étude, l'échantillonnage du groupe de patients étudié (pourcentage de patients présentant des résultats négatifs

d'angiographie coronarienne ou une faible probabilité de coronaropathie), et les méthodes d'interprétation des études.

De plus, de nombreux auteurs n'utilisent que la correction d'atténuation (**8, 164, 169, 185, 213**) tandis que d'autres appliquent également une correction de diffusion (**162, 211, 214, 215**) et la résolution en profondeur (**162**).

Dans cette multitude de facteurs (les types de corrections et d'équipement utilisées ainsi la méthodologie) et qui influent sur les résultats des études cliniques, il est très difficile de déterminer l'effet réel de la correction d'atténuation sur l'efficacité diagnostique de la détection de la cardiopathie ischémique.

La correction de l'atténuation améliore habituellement le taux de normalité ou la spécificité de l'étude (cette dernière n'est vraie que si le pourcentage de patients présentant des résultats négatifs d'angiographie coronarienne dans l'ensemble du matériel étudié est suffisamment élevé) (**169, 211, 216**).

Notre échantillon contient 35 patients (41 %) avec une coronarographie normale ce qui nous a permis d'évaluer la spécificité ; on a démontré une amélioration de la spécificité globale par la correction de l'atténuation de 51 à 88 % avec un *p* significatif, pour les images non corrigées et les images corrigées respectivement (17 faux positifs qui ont été normalisés par la correction de l'atténuation).

Les 04 artéfacts faux-positifs en images corrigées (AC)/vrais-négatifs en images non corrigées (NC) étaient localisés dans les parois antérieures et apicales (03 hommes et une femme), les raisons de ces artéfacts (04 faux positifs) l'une des raisons peut être le mauvais enregistrement des images d'émission et de transmission acquises séparément, malgré l'enregistrement soigneux des images SPECT et CT. L'autre raison peut être la correction d'atténuation produisant une augmentation de la densité de comptage dans la paroi inférieure et une diminution relative dans d'autres segments en raison de l'effet de normalisation des comptages à la région montrant la plus grande activité, comme suggéré par Matsunari et al et Banzo et al (**187, 217**)

La diminution de la sensibilité des images corrigées s'explique par le nombre des faux – négatifs dans les images corrigées (07 hommes) la majorité était dans le territoire inférieur ; ces faux négatifs s'expliquent par la sur correction de la paroi inférieure par la TDM ; ces résultats sont similaires à celle de Sharma et al (**185**).

### 13.2.2 Performance diagnostic selon le territoire coronaire

Dans le présent travail, l'effet de l'AC sur la détection des anomalies de perfusion dans les territoires des artères coronaires a pu être observé principalement dans le territoire inférieur, qui correspond à l'artère coronaire droite, avec une spécificité de 98 % pour les images corrigées vs 67 % pour les images non corrigées, avec un ( $p \leq 0,0001$ ), mais au détriment d'une réduction significative de la sensibilité dans le territoire de la coronaire droite (91.7 pour NC vs 79.2 % pour AC avec un  $p=0,021$ ). Tableau 55.

La réduction de la sensibilité dans la paroi inférieure peut être due à l'effet de diffusion du rayonnement dans cette région chez les patients ayant une activité hépatique importante. La correction d'atténuation peut exacerber ce problème chez ces patients **(164, 216)**

La surface sous la courbe ROC à 0,88 pour AC vs 0,79 pour NC pour un cutoff  $\geq 70$  %, notre résultat s'aligne avec celui de Sharma et al (185) et Płachcińska et al **(218)**.

Pour le territoire de l'interventriculaire antérieure (IVA) et le circonflexe (CX) il n'y avait pas un changement significatif entre les deux modalités NC et AC ; ce résultat s'aligne avec celui de Sharma et al **(185)**,

### 13.2.3 Performance diagnostic selon le sexe

Il y avait une amélioration de la spécificité significative pour les deux sexes, notamment dans le territoire inférieur et aussi dans le territoire antérieur chez 04 femmes à cause de l'atténuation mammaire. Concernant la sensibilité chez la femme il n'y avait pas de différence significative au moment où les deux modalités NC et AC ont détecté toutes les anomalies de perfusion sur l'ensemble des femmes avec coronarographie positive (14 femmes).

Concernant la sensibilité chez l'homme était diminuée en AC par rapport à la NC (80 vs 94 % respectivement avec un  $p = 0,08$ ), cette diminution de la sensibilité s'explique par la surcorrection des anomalies de la paroi inférieure.

Wolak et al **(219)** ont évalué la performance de la correction d'atténuation chez les femmes en utilisant une analyse quantitative des images SPECT. Les auteurs n'ont rapporté aucune différence significative de la sensibilité et de la spécificité ni de la valeur de SSS chez les patientes à faible risque entre les images NC et AC.

Notre étude démontre que la TSM avec correction améliore la spécificité chez les deux sexes avec une légère réduction non significative de la sensibilité chez l'homme.

### 13.2.4 Performance diagnostic selon le BMI

Dans le but de réduire l'irradiation et le temps d'acquisition supplémentaire induit par la TDM, il est important de savoir si cette correction pourrait être réservée à tous les patients quel que soit leurs BMI ou uniquement pour les patients avec un BMI élevé ?

Thompson et al (**129**) ont étudié l'effet de la correction d'atténuation en SPECT chez des sujets à poids normal et obèse selon que le BMI soit inférieur ou supérieur à 30. La correction d'atténuation s'est avérée être utile pour les deux groupes sans changement significatif de la sensibilité, mais augmentation de la spécificité de 14 % chez les patients avec un BMI  $\leq 30$  et 33 % chez les patients avec un BMI  $\geq 30$ .

Dans une étude de Xu et al (**220**), incluant 995 patients, 569 patients avaient un BMI  $\leq 30$  kg/m<sup>2</sup> et 426 patients avaient un BMI  $\geq 30$  Kg/m<sup>2</sup>. les résultats sont présentés au tableau 78.

Tableau 78 : comparaison des images non corrigées (NC), corrigées de l'atténuation (AC) et combinées (NA) chez des patients à BMI faible et élevé

	BMI élevé (n=425) (Se/Sp/Ex)	BMI faible (n=569) (Se/Sp/Ex)
NC	84/74/79	82/86/84
AC	86/82/84	83/88/86
NA	85/84/85	82/91/87

Se : sensibilité : Sp : spécificité : Ex : exactitude  $P \leq 0,05$  vs NC ;  $P \leq 0,05$  vs AC

La comparaison entre les images (AC) et (NC) montre des améliorations significatives de la spécificité et de l'exactitude pour les images (AC) pour le groupe avec BMI élevé uniquement, toutefois, la comparaison entre les images combinées (NA) et (NC) montre une amélioration de la spécificité et de l'exactitude dans les deux groupes.

Dans l'étude de Bateman et Cullom(**121**) incluant 116 patients, 56 patients avaient un BMI  $\geq 30$  kg/m<sup>2</sup> et 60 patients avaient un BMI normal. Pour les obèses et les non-obèses, la sensibilité était identique pour les images NC et AC (tableau 79). La spécificité globale était plus élevée pour les images AC. de plus, la spécificité a diminué considérablement quand le BMI a augmenté sans correction d'atténuation, mais restait élevé avec la correction d'atténuation.

Tableau 79 : sensibilité et spécificité des images SPECT au Tc99m-sestamibi corrigées et non corrigées de l'atténuation chez les patients obèses BMI  $\geq$  30 kg/m<sup>2</sup> ou non obèses

	Sensibilité %		Spécificité %	
	NC	AC	NC	AC
Tous les patients	88	86	50	79
BMI $\leq$ 30	90	90	64	82
BMI $\geq$ 30	87	82	41	76

P  $\leq$  0, 05

Dans notre travail, la sensibilité n'a pas été changée significativement dans les deux groupes, mais il y avait une amélioration de la spécificité de 33 % pour le groupe de BMI  $\leq$  30 et de 45 % pour le groupe de BMI  $\geq$  30. tableau 57, donc notre résultat ne permet pas d'affirmer que l'obésité soit un facteur prédisposant à l'apparition d'artéfacts corrigibles par la mise en place d'une stratégie de correction d'atténuation par TDM, ce qui rejoint les résultats de Thompson et al, et Xu et al.

### 13.2.5 Analyse semi-quantitative des résultats de la TEMP/TDM non corrigée (NC) et corrigée (AC)

Dans l'étude de Banzo et al (**187**), incluant 99 patients, a étudié l'impact de la correction de l'atténuation sur la taille des anomalies perfusionnelles et avaient trouvé une diminution de la taille des défauts perfusionnels (de  $5,1 \pm 2,74$  à  $3,15 \pm 2,50$  segments) et la sévérité des défauts perfusionnels était élevé en images non corrigées NC ( $1,10 \pm 0,60$ ) par rapport aux images corrigées AC ( $1,28 \pm 0,56$ )

Dans l'étude de Sharma et al (**185**), sur un cohorte de 171 patients, ils ont analysé l'aspect semi-quantitatif des TSM /NC et TSM/AC, ils ont trouvé que la taille du défaut perfusionnel était plus petite pour les images CT-AC par rapport aux images NC ( $p=0,017$ ).

Lors de l'évaluation uniquement des défauts inférieurs ils étaient significativement plus petits en CT-AC que NC ( $p = 0,0002$ ). Toutefois, aucune différence n'a été constatée pour les défauts antérieurs ( $P = 0,544$ ), la figure (83) montre la comparaison de score SSS en NC et AC trouvés par Sharma et al.

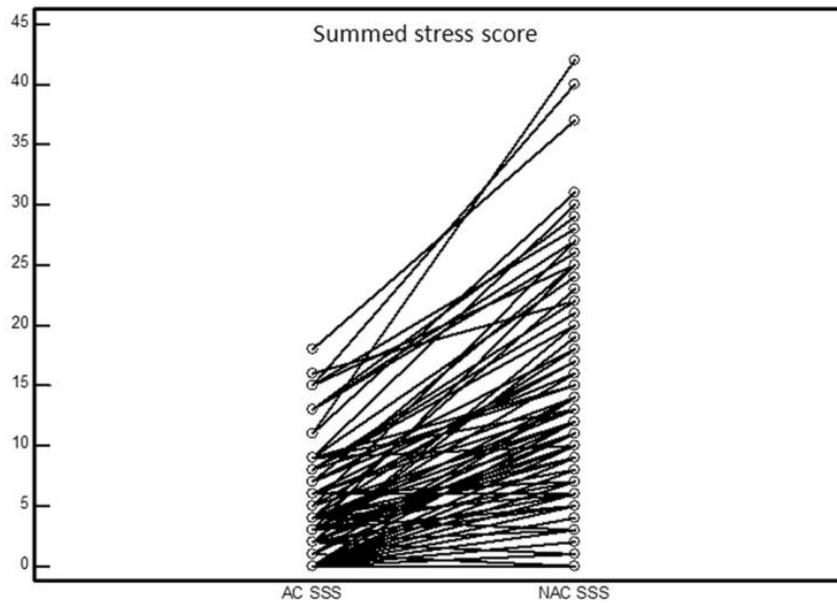


Figure 83: Diagramme en points et en lignes montrant la relation entre SSS des images CT-AC et NC.

Chez la plupart des patients, le SSS était plus bas pour AC que NC. Dans notre travail, la comparaison de score SSS en TSM était de  $10,42 \pm 10,32$  pour les images non corrigées (NC) et  $07,53 \pm 09,38$  pour les images corrigées (AC), avec un  $p \leq 0,005$ , et le nombre de segments atteints en NC était de  $3,46 \pm 2,95$  et de  $2,19 \pm 2,58$  pour AC. Tableau 58 et 59

Notre résultat s'aligne avec celui de Sharma et al et Banzo et al. Ils ont démontré que la sévérité des anomalies perfusionnelles ainsi que la taille des défauts de perfusions étaient inférieures en images corrigées AC par rapport aux images non corrigées NC.

Notre travail a étudié l'aspect semi-quantitatif global sans faire le détail de quantification par segments ou par paroi contrairement à celle de Sharma et al, qui ont séparé les anomalies en territoire antérieur et inférieur.

### 13.3 Autres solutions pour réduire l'incidence des artefacts de la TSM

#### a) Décubitus ventral

L'atténuation diaphragmatique de la paroi inférieure sur TSM en décubitus dorsal entraîne des faux positifs avec des défauts fixes ou réversibles (205).

L'utilisation de l'imagerie en décubitus ventral a été proposée pour améliorer l'uniformité de fixation de la paroi inférieure avec l'imagerie SPECT Tl-201 et technétium 99 m. En théorie, le cœur se déplace légèrement vers le haut dans la position ventrale, alors que le diaphragme est poussé vers le bas, donc augmentant la distance entre le diaphragme et la

paroi inférieure du ventricule gauche engendrant une diminution de potentiel d'artefact d'atténuation.

La plupart des auteurs recommandent d'effectuer l'imagerie en décubitus ventral de façon sélective chez les patients avec des anomalies de perfusion inférieures en décubitus dorsal, tandis que d'autres privilégient l'imagerie de tous les patients en décubitus dorsal et en décubitus ventral (5, 221), cependant, l'imagerie combinée nécessite un temps supplémentaire pour la caméra et le technicien, ce qui représente un inconvénient pour le déroulement et la rentabilité du service de médecine nucléaire.

De plus, l'imagerie en décubitus ventral peut occasionnellement créer des défauts antérieurs ou latéraux fixes, qui peuvent représenter un artefact d'atténuation ; tout comme le décubitus dorsal peut produire un point chaud latéral, l'imagerie en décubitus ventral peut entraîner un point chaud septal, car le septum se trouve plus près du détecteur dans la position couchée.

Peu d'études ont été réalisées pour documenter la valeur clinique et la précision diagnostic de l'imagerie en décubitus ventral. Segal et Davi(5) rapportent sur 34 patients avec Tl-201 SPECT myocardique par décubitus dorsal et positionnement en décubitus ventral dans un ordre aléatoire, en plus de 34 patients atteints de coronaropathie connue ou soupçonnée, 11 volontaires présentant une probabilité très faible de coronaropathie ont également été étudiés.

Les études en décubitus ventral ont donné lieu à des comptages des parois inférieures constamment plus élevés et à une spécificité significativement plus élevée pour l'atteinte de la coronaire droite, et à une précision diagnostic global améliorée par rapport à l'imagerie en décubitus dorsal. Néanmoins les études en décubitus ventral avaient une sensibilité légèrement inférieure pour l'atteinte de la coronaire droite et un comptage diminué dans les parois antérieure et latérale.

#### b) Imagerie ECG-Gated SPECT

Les données fonctionnelles synchronisées à l'ECG peuvent être obtenues simultanément avec la TSM.

La synchronisation peut aider à différencier les artefacts de cardiopathie ischémique et d'atténuation chez les patients présentant des anomalies de perfusion fixes, une fonction normale associée à un défaut fixe sur l'imagerie de perfusion peut être classée comme un artefact d'atténuation des tissus mous, alors qu'une fonction anormale associée avec un

défaut de perfusion fixe serait compatible avec un infarctus du myocarde ou sidération myocardique.

L'imagerie SPECT synchronisée ne peut pas être utilisée pour différencier un défaut de perfusion réversible d'un artéfact parce que le mouvement de la paroi dans la région présentant le défaut devrait être normal dans les deux cas en raison de l'acquisition tardive des données fonctionnelles (habituellement environ 30 à 60 minutes après le stress, selon que le patient a fait de l'exercice ou subi des tests pharmacologiques).

En raison de cette limitation, la synchronisation à l'ECG ne peut pas être utilisée pour différencier les artéfacts d'atténuation dans des circonstances dans lesquelles une seule image est disponible (imagerie d'urgence, imagerie de stress uniquement), nécessitant les deux acquisitions d'image.

Plusieurs études ont été publiées pour soutenir l'utilisation de la synchronisation ECG pour l'identification des artéfacts avec des défauts fixes.

DePuey and Rozanski (4) ont étudié l'utilisation de Tc-99m sestamibi SPECT synchronisé chez 551 patients consécutifs pour caractériser les défauts de perfusion myocardiques fixes comme infarctus du myocarde ou artéfact. Parmi les patients, 33 % (180/551) présentaient des défauts corrigés sur les images d'effort/repos non synchronisées, et parmi ceux-ci, 102 avaient un ECG ou des antécédents d'infarctus du myocarde, parmi ceux qui avaient des défauts de perfusion fixes et un infarctus du myocarde antérieur, 96 % (98/102) avaient un fonctionnement anormal, alors que seulement 23 % (18/78) de ceux qui avaient des défauts fixes, mais aucun infarctus du myocarde antérieur avaient un fonctionnement anormal.

Chez les patientes ayant un fonctionnement normal, 48 % des anomalies corrigées étaient localisées en antérieur chez les patientes et résultaient vraisemblablement d'une atténuation mammaire, que 43 % des défauts fixes se produisent dans la paroi inférieure du myocarde chez les patients masculins, résultant de l'atténuation diaphragmatique.

Dans l'ensemble, 91 % des défauts fixes ayant un fonctionnement normal pourraient être attribuables à l'atténuation des tissus mous.

Taillefer et al (209) a démontré une amélioration de la spécificité de l'imagerie SPECT sestamibi Tc-99m synchronisée à l'ECG par rapport à la perfusion SPECT TI-201 ou Tc-99m seule pour la détection de la cardiopathie ischémique, par différenciation des séquelles d'IDM d'artéfacts d'atténuation des tissus mous

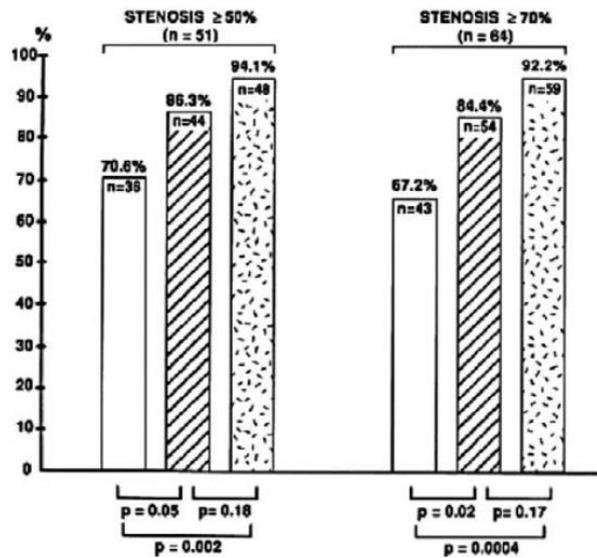


Figure 84 : Comparaison d'étude de spécificité (Tl201, Tc99m et GATED-SPECT)

Spécificité des études Tl-201 (bars ouverts), Tc-99m études de perfusion sestamibi (barres rayées), et études de perfusion sestamibi Tc-99m et études SPECT synchronisées (barres mouchetées) pour les patients avec cardiopathie ischémique et les volontaires normaux.

D'après (202).

c) Allongement du temps d'attente avant l'acquisition des images de stress

C'est une méthode proposée par Blagosklonov et al (222) pour diminuer les artéfacts post stress.

d) La modification du protocole d'acquisition (tomoscintigraphie sur 360°)

Protocole proposé par Hayes et al (221) doublant de ce fait le temps d'acquisition.

Kirch et al (223) suggèrent une autre explication alternative et rationnelle rapportée par ces auteurs.

Il s'agirait d'un temps additionnel ou d'une prolongation induite par inadvertance par chacune de ces protocoles, ils rapportent aussi que même qu'une application d'une correction d'atténuation en utilisant la SPECT/CT ne suffit pas à éliminer de façon constante les fameuses atténuations diaphragmatiques.

Ils supposent donc qu'un autre phénomène aussi complexe soit un facteur dominant dans la genèse des faux positifs de TSM, à savoir les variations de volume ventriculaire qui se

produisent pendant l'acquisition des images quand celle-ci commence très tôt après l'installation du malade.

D'après Kirch et al, ces modifications complexes de volume seraient secondaires au passage de la position debout à la position allongée et aux effets de stress myocardique dans les 20 minutes qui suivent l'injection du radiotracer.

Les résultats de notre travail sont compatibles avec cette explication plus complexe des artéfacts en scintigraphie myocardique, où l'atténuation n'est pas seule en cause.

L'activité d'un segment ventriculaire a été modifiée par la correction d'atténuation chez 26 patients (30% de la population) et inchangé chez 59 patients (70% de la population globale). Tableau 39, en analyse bivariée il n'y a pas eu de différence significative entre la population normalisée et non normalisée et celle où un artéfact a été corrigé pour les paramètres suivants :

L'âge, sexe, HTA, diabète, la fréquence cardiaque lors de l'acquisition d'effort, BMI, le périmètre abdominal et les résultats de l'échocardiographie.

Les artéfacts ne seraient donc pas secondaires à une simple atténuation des photons, une tachycardie ou autre facteur de risque cardio-vasculaire. Ce serait un phénomène plus complexe indépendant de ces paramètres.

### 13.4 Limites de l'étude

La présente étude comporte certaines limites.

Premièrement, notre étude est monocentrique, et il serait préférable à l'avenir de faire une étude multicentrique.

Deuxièmement, la coronarographie a été prise comme norme de référence avec un seuil  $\geq 70$  %. Même, une sténose inférieure à 50 % peut être hémodynamiquement significative, et les patients avec des coronarographies normales pourraient avoir une maladie microvasculaire.

Troisièmement, aucune correction de diffusion n'a été utilisée, sachant que nous ne disposons pas de ce logiciel dans notre station de traitement d'image à notre service de médecine nucléaire.

Quatrièmement, la synchronisation électrocardiographique, bien que disponible, n'a pas été utilisée pour l'analyse.

Cinquième point, concernant l'étude semi-quantitative qui était globale et qui aurait dû mieux être séparée en territoire antérieur et inférieur pour mieux analyser la sévérité et l'étendue des anomalies de perfusion myocardiques.

Enfin, bien que la lecture à l'aveugle améliore la validité scientifique de tout test, elle diffère clairement de la pratique clinique de routine. Cela pourrait avoir affecté les interprétations diagnostiques des lecteurs.

## 14 Nouveaux enjeux et perspectives d'avenir :

La correction d'atténuation avec la TDM est une innovation précieuse, particulièrement utile chez les deux sexes et aussi pour les patients obèses et non obèses. Il est également utile pour l'évaluation de la viabilité myocardique.

Les images de tomодensitométrie de chaque examen SPET-CT doivent être examinées pour détecter toute pathologie fortuite (incidentalome), même s'ils sont de qualité sous-optimale et de valeur limitée.

Des rapports de la littérature ont souligné que de telles TDM détectent des incidentalomes (nodules pulmonaires non calcifiés, maladie pulmonaire interstitielle, pleurésie, pneumonie, anévrisme aortique, dissection aortique, ganglions lymphatiques médiastinaux, tumeur médiastinale, anomalies mammaires, etc.) ne sont pas rares et peut être d'une importance particulière pour le patient(224).

En effet, notre étude s'est focalisée uniquement sur la performance diagnostic de la correction d'atténuation basée sur la TDM.

Intérêt de compléter dans un prochain travail dont l'objectif sera de comparer les images non corrigées NC et synchronisées à l'ECG avec les images corrigées AC.

Notre travail de recherche a abouti à des résultats intéressants en faisant apparaître notre constat nous permettant la proposition suivante :

### **Aux chercheurs :**

De lancer des études similaires multicentriques avec un échantillon large afin déterminer des chiffres plus représentatifs.

## 15 Recommandations :

À la lumière des résultats de notre travail nous proposons les recommandations aux médecins nucléaires concernant la réalisation de la tomoscintigraphie myocardique :

- La correction d'atténuation par TDM n'est pas systématique et doit être réalisée uniquement dans les cas d'anomalie de fixation du radiotracer au niveau de la paroi inférieure et cela, quel que soit le sexe ou le poids du patient (BMI).
- Pour les anomalies de fixation dans le reste des parois myocardiques, la correction d'atténuation par TDM n'a aucune valeur ajoutée par rapport à la tomoscintigraphie myocardique sans correction d'atténuation.

Pour des raisons dosimétriques nous recommandant d'éviter l'acquisition TDM pour - correction d'atténuation dans les cas d'anomalie de fixation sur les territoires de l'IVA et la circonflexe.

- Même en cas de correction d'atténuation, il est recommandé d'analyser de façon comparative les images tomoscintigraphiques corrigées et non corrigées pour une meilleure interprétation.

## 16 Conclusion

Les artéfacts d'atténuation posent un défi considérable lors de la rédaction de rapports de tomoscintigraphie myocardique, et la correction d'atténuation basée sur l'utilisation de la TDM pourrait être un outil très important pour résoudre ce problème.

Dans notre étude, la correction d'atténuation basée sur l'utilisation de la TDM a amélioré considérablement la spécificité globale, entraînant une amélioration significative de l'exactitude diagnostic malgré une diminution de la sensibilité.

La spécificité élevée a été observée surtout dans le territoire de la coronaire droite, sans différence significative dans les deux territoires de l'interventriculaire antérieur (IVA) et le circonflexe (CX).

Cette spécificité élevée obtenue par la correction d'atténuation par la TDM semble bénéfique pour les deux sexes et les deux catégories de BMI (obèses et non obèses)

La correction d'atténuation a considérablement réduit le nombre de patients dont les résultats étaient équivoques, améliorant ainsi la commodité de l'interprétation de l'étude et ainsi la nécessité de recours à un deuxième examen de repos et cela a pour conséquence moins d'irradiation pour les patients et le staff technique et aussi moins à moindres coûts.

Il n'y a pas de corrélation entre les paramètres anthropomorphiques et physiologiques et la survenue d'un artéfact d'atténuation corrigée par les données de tomодensitométrie (TDM).

La correction d'atténuation semble sous-estimer également la taille et la sévérité des anomalies de perfusion.

Dans la pratique clinique de routine, cette correction d'atténuation devrait être utilisée avec prudence et doit être combinée avec les images non corrigées avant de conclure au résultat final.

# ANNEXES

## Annexe I : Questionnaire

État civil

Numéro de la fiche

### Données morphologiques :

Poids  Taille  Surface corporelle

BMI

En fonction du BMI : normal  surcharge

Obésité légère  Obésité modérée  Obésité sévère

### Mode de recrutement :

Suivi en : cardio  Med interne

### Facteur de risque cardio-vasculaire :

Âge  Sexe

Coronaropathie familiale Oui  Non

Ménopause : Oui  Non

Ancienneté du diabète

HTA : Oui  Non

Si oui : Ancienneté

Traitement : RHD  BB  IEC  DIURÉTIQUE  ARA2  IC

Dyslipidémie connue Oui  Non

Tabagisme : Oui  Non

Si oui : chiffré en PA

Obésité : Oui  Non

**Surcharge pondérale :**      **Oui**       **Non**

**Données de l'interrogatoire :**

**Atteinte coronaire :** angor : **Oui**       **Non**

Si oui :      au repos       a l'effort

SCA :      **Oui**       **Non**

ATC:      **Oui**       **Non**

PAC :      **Oui**       **Non**

**Données de l'examen clinique :**

PAS

PAD

**Bilan biologique standard :**

**Bilan glycémique :** glycémie       HBA1C

**Bilan lipidique :** cholestérol total  HDL-C  LDL-C  triglycérides

**FNS :** HB  plaquettes  GB

**Examens complémentaires :**

**ECG**

FC

Ondes Q :      antérieur       latérale       inférieur

BBG

T - :      antérieur       latérale       inférieur

ST — :      antérieur       latérale       inférieur

**Échocardiographie transthoracique :**

DTSVG       DTDVG       FE       E/A       E/E »       masse VG

Cinétique normale       hypocinésie       akinésie       dyskinésie

Antérieur  inférieur  latéral  septal  apical

**EE**

Faite **Oui**  **Non**   
Si faite positive  négative  litigieuse   
Positivité clinique **Oui**  **Non**   
Positivité électrique **Oui**  **Non**   
Amplitude Palier de survenue   
Persistence en récupération **Oui**  **Non**

**Épreuve à la persantine :**   
Positive cliniquement  Négative

**Scintigraphie myocardique**

**1/Mode IRNC (images non corrigées stress)**

**Interprétation visuelle**

Les segments atteints Apex  la paroi antérieure  la paroi inférieure   
La paroi latérale  la paroi septale   
Territoire artériel atteint RCA  LCX  LAD

**Quantification :** SSS  SRS  SDS

**Conclusion :**

Normale  probablement normale  équivoque   
Probablement anormale  Anormale   
Nécessite d'un examen de repos : oui  non

**2/Mode IRAC (images corrigées stress)**

**Interprétation visuelle**

Les segments atteints : Apex  la paroi antérieure  la paroi inférieure

La paroi latérale  la paroi septale   
 Territoire artériel atteint RCA  LCX  LAD   
Quantification : SSS  SRS  SDS

**CONCLUSION**

Normale  probablement normale  équivoque   
 Probablement anormale  anormale

**1/Mode IRNC (images non corrigées repos)**

**Interprétation visuelle**

les segments atteints : Apex  la paroi antérieure  la paroi inférieure   
 la paroi latérale  La paroi septale   
 Territoire artériel atteint : RCA  LCX  LAD   
Quantification : SSS  SRS  SDS

Normale  probablement normale  équivoque   
 Probablement anormale  Anormale

**2/Mode IRAC (images corrigées repos)**

**Interprétation visuelle**

Les segments atteints : Apex  la paroi antérieure  la paroi inférieure   
 La paroi latérale  la paroi septale   
 Territoire artériel atteint : RCA  LCX  LAD   
Quantification : SSS  SRS  SDS

Normale  probablement normale  équivoque   
 Probablement anormale  Anormale

**Coronarographie**

Faite : **Oui**  **Non**

Si faite : coronaires saines  athérome  sténoses

Mono tronc  Bi tronc  Tri tronc  Multi tronc

Conclusion

Examen positif  examen négatif

## Annexe II : Formulaire de Recueil de Consentement éclairé

*(Fait en 2 exemplaires : un exemplaire est remis au patient, l'autre est conservé à notre niveau)*

**De :** M., Mme, Mlle

Nom : .....

Prénom : .....

Adresse : .....

.....

**Le Docteur MAMMERI Samir** [Nom, prénom, cachet, signature], m'a proposé de participer à une étude intitulée : **Valeur clinique et diagnostique de la correction d'atténuation basée sur la TDM dans la scintigraphie myocardique de perfusion pour la détection de la cardiopathie ischémique**

Dont le promoteur est le **Professeur DJELLAOUJJI Azzouz** (chef de service de cardiologie au CHU de Sétif).

J'ai reçu **oralement et par écrit** toutes les informations nécessaires pour comprendre l'intérêt et le déroulement de l'étude, les bénéfices attendus, les contraintes et les risques prévisibles.

J'ai pu poser toutes les questions nécessaires à la bonne compréhension de ces informations et j'ai reçu des réponses claires et précises.

J'ai disposé d'un délai de réflexion suffisant entre les informations reçues et ce consentement avant de prendre ma décision.

**Signature du patient :**

### Annexes III : Liste des Acronymes

**AC** : Attenuation correction en anglais ou correction d'atténuation désigne l'utilisation de rayons X provenant d'une tomodensitométrie pour construire une carte d'atténuation des différences de densité dans tout le corps qui peut ensuite être utilisée pour corriger l'absorption des photons émis par la désintégration de technétium<sup>99m</sup> ou fludésoxyglucose (18F) lors d'une tomodensitométrie.

**ADO** : Les antidiabétiques oraux sont des médicaments utilisés dans la prise en charge du diabète de type 2. Ils permettent de réduire la concentration de glucose dans le sang. Leur administration s'effectue par voie orale

**ALARA** : « **As Low As Reasonably Achievable** » Le principe ALARA consiste à éviter l'exposition à des rayonnements qui ne présentent aucun avantage direct pour vous, même si la dose est faible. Pour ce faire, vous pouvez utiliser trois mesures de protection de base en matière de radioprotection : temps, distance et blindage

**AUC** : Area Under Curve ou la surface sous la courbe ROC utilisé pour évaluer la performance diagnostique d'un test diagnostic.

**AVC** : Un accident vasculaire cérébral est l'arrêt brutal de la circulation sanguine au niveau d'une partie du cerveau.

**BMI** : Body Mass Index ou indice de masse corporelle, les patients sont classés en : maigreur (IMC inférieur à 20 kg/m<sup>2</sup>), poids normal (IMC entre 20-24,9 kg/m<sup>2</sup>), surpoids (IMC entre 25-29,9 kg/m<sup>2</sup>) et obésité (IMC  $\geq$ 30 kg/m<sup>2</sup>).

**Bq** : Le becquerel (symbole : Bq) est l'unité dérivée du Système international d'unités (SI) pour l'activité d'une certaine quantité de matière radioactive, c'est-à-dire le nombre de désintégrations qui s'y produisent par seconde.

**CAD-RADS** : Coronary Artery Disease-Reporting and Data System: L'objectif principal de CAD-RADS est de normaliser les rapports sur les résultats des Coroscanners et de faciliter la communication des résultats des tests aux médecins traitants avec des suggestions pour la prise en charge ultérieure des patients.

**DMP**: Doses maximales admissibles réglementaires pour l'exposition professionnelle individuelle et l'exposition non professionnelle aux rayonnements ionisants, exprimées comme limite annuelle pour l'équivalent de dose efficace

**FE** : fraction d'éjection, FE conservée (normes  $\geq 50\%$ ), Légèrement altérée : (normes 40-49%), Modérément altérée : (normes 30-39%), sévèrement altérée  $<30\%$ .

**HTA** : Hypertension artérielle) est définie comm(e une élévation persistante de la PA mesurée au cabinet médical, PAS (systolique)  $\geq 140$  et/ou PAD (diastolique)  $\geq 90$  mmHg selon les recommandations de la société européenne de l'hypertension artérielle 2018

**SCORE** : **Systematic COronary Risk Evaluation** : table SCORE utilisé pour évaluer le risque de décès cardiovasculaire en 10 ans.

**ICRP** : La Commission internationale de protection radiologique (CIPR) est une organisation non gouvernementale internationale indépendante dont la mission est de protéger les personnes, les animaux et l'environnement contre les effets nocifs des rayonnements ionisants. Ses recommandations constituent la base de la politique, des règlements, des lignes directrices et des pratiques en matière de radioprotection dans le monde entier.

**eV** : En physique et en chimie, l'électronvolt ou électron-volt (au pluriel électronvolts ou électrons-volts)<sup>1</sup>, de symbole eV, est une unité de mesure d'énergie .

**STEMI** : syndrome coronarien aigu avec sus décalage du segment ST

**SSS** (summed stress score) : score de perfusion myocardique utilisé en scintigraphie myocardique pour la quantification des défauts perfusionnels au stress

**SRS** (summed rest score) : score de perfusion myocardique utilisé en scintigraphie myocardique pour la quantification des défauts perfusionnels au repos

**SDS** (summed differential score). Représente la différence entre le SSS et SRS

Ces scores représentent la sévérité et l'étendue des anomalies de la perfusion.

**Sv**: est une unité utilisée pour évaluer l'impact de la radioactivité sur le corps humain. Plus précisément, c'est l'unité dérivée du Système international utilisée pour mesurer une dose équivalente, une dose efficace ou un débit de dose radioactive (Sv/s, Sv/h ou Sv/an), c'est-à-dire pour évaluer quantitativement l'impact biologique d'une exposition humaine à des rayonnements ionisants.

**NSTEMI**: Infarctus sans sus-décalage du segment ST à l'électrocardiogramme.

**GE Healthcare:** General Electric est une entreprise américaine du secteur médical, implantée dans plus de 100 pays<sup>1</sup>. L'entreprise fabrique et distribue notamment des outils d'imagerie servant au diagnostic médical.

**MAPA:** Mesure Ambulatoire de la Pression Artérielle pendant 24 heures.

**QPS :** Quantitative Perfusion SPECT est un logiciel pour la segmentation, la quantification, l'analyse et l'affichage automatiques d'images SPECT myocardiques statiques (non synchronisées à l'ECG) à axe court.

**QGS :** Quantitative Gated SPECT est un logiciel pour la segmentation, la quantification, l'analyse et l'affichage automatiques d'images SPECT myocardiques (synchronisées à l'ECG).

**TEMP:** Tomographie par émission monophotonique: TEMP ou scintigraphie repose sur l'injection d'une substance faiblement radioactive (un « traceur ») le plus souvent par voie intraveineuse. Ce traceur se fixe spécifiquement sur l'organe qui doit être visualisé.

**TEP :** Tomographie par émission de positron : également dénommée PET ou PET scan (pour « positron emission tomography » en anglais), est une méthode d'imagerie médicale pratiquée par les spécialistes en médecine nucléaire qui permet de mesurer en trois dimensions une activité métabolique ou moléculaire d'un organe grâce aux émissions produites par les positons (positrons en anglais) issus d'un produit radioactif injecté au préalable.

**(TT) Le Tour de Taille :** La mesure du tour de taille est un moyen simple d'évaluer l'obésité abdominale, reflet du risque cardio-métabolique, l'obésité abdominale définie par un TT > 102 cm chez l'homme, un TT > 88 cm chez la femme.

**99mTc :** Le technétium 99m, est un isomère nucléaire de l'isotope du technétium dont le nombre de masse est égal à 99. Il est utilisé en médecine nucléaire pour effectuer de nombreux diagnostics.

**VTS:** Le volume télésystolique (VTS) a été jugé normal s'il était en dessous de 50 ml.

**VTD :** Le volume télédiastolique a été considéré comme normal s'il était en dessous de 120 ml.

## Bibliographie

1. Mowatt G, Vale L, Brazzelli M, Hernandez R, Murray A, Scott N, et al. Systematic review of the effectiveness and cost-effectiveness, and economic evaluation, of myocardial perfusion scintigraphy for the diagnosis and management of angina and myocardial infarction. Health Technology Assessment (Winchester, England). 2004;8(30):iii-iv, 1.
2. Picano E, Bedetti G, Varga A, Cseh E. The comparable diagnostic accuracies of dobutamine-stress and dipyridamole-stress echocardiographies: a meta-analysis. Coronary artery disease. 2000;11(2):151-9.
3. Heller GV, editor American Society of Nuclear Cardiology and Society of Nuclear Medicine joint position statement: attenuation correction of myocardial perfusion SPECT scintigraphy. J Nucl Cardiol; 2004: Citeseer.
4. DePuey EG. How to detect and avoid myocardial perfusion SPECT artifacts. Journal of Nuclear Medicine. 1994;35(4):699-702.
5. Segall GM, Davis MJ. Prone versus supine thallium myocardial SPECT: a method to decrease artifactual inferior wall defects. Journal of nuclear medicine. 1989;30(4):548-55.
6. Tan P, Bailey DL, Meikle SR, Eberl S, Fulton RR, Hutton BF. A scanning line source for simultaneous emission and transmission measurements in SPECT. Journal of Nuclear Medicine. 1993;34(10):1752-60.
7. Schepis T, Gaemperli O, Koepfli P, Rüegg C, Burger C, Leschka S, et al. Use of coronary calcium score scans from stand-alone multislice computed tomography for attenuation correction of myocardial perfusion SPECT. European journal of nuclear medicine and molecular imaging. 2007;34:11-9.
8. Masood Y, Liu YH, DePuey G, Taillefer R, Araujo LI, Allen S, et al. Clinical validation of SPECT attenuation correction using x-ray computed tomography-derived attenuation maps: Multicenter clinical trial with angiographic correlation. Journal of Nuclear Cardiology. 2005;12(6):676-86.
9. Malkernek D, Brenner R, Martin WH, Sampson UKA, Feurer ID, Kronenberg MW, et al. CT-based attenuation correction versus prone imaging to decrease equivocal interpretations of rest/stress Tc-99m tetrofosmin SPECT MPI. Journal of Nuclear Cardiology. 2007;14(3):314-23.
10. Hoehn K, Marieb EN. Human anatomy & physiology: Benjamin Cummings San Francisco, CA; 2010.
11. Garcier J, Trogrlic S, Boyer L, Crochet P. Anatomie du cœur et des artères coronaires. Journal de Radiologie. 2004;85(10):1758-63.
12. Lozano R, Naghavi M, Foreman K, Lim S, Shibuya K, Aboyans V, et al. Global and regional mortality from 235 causes of death for 20 age groups in 1990 and 2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. The lancet. 2012;380(9859):2095-128.
13. Porouchani S, Lemesle G. Épidémiologie et pronostic du patient coronarien «stable» ou «chronique». Archives des Maladies du Cœur et des Vaisseaux-Pratique. 2020;2020(290):2-6.
14. Banerjee A. Dernières avancées en cardiologie. stress. 2012;41(3).
15. Beltrame JF, Crea F, Camici P. Advances in coronary microvascular dysfunction. Heart, Lung and Circulation. 2009;18(1):19-27.

16. Lanza GA, Camici PG, Galiuto L, Niccoli G, Pizzi C, Di Monaco A, et al. Methods to investigate coronary microvascular function in clinical practice. *Journal of Cardiovascular Medicine*. 2013;14(1):1-18.
17. Gaemperli O LT, Bax JJ. View point: what should the future design of clinical imaging studies be? *Eur Heart J*. Août 2013;Août 2013;34(31):2432-5. .
18. 2019 ESC Guidelines for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes. *Revista Española de Cardiología (English Edition)*. 2020;73(6):495.
19. Kaul P, Naylor CD, Armstrong PW, Mark DB, Theroux P, Dagenais GR. Assessment of activity status and survival according to the Canadian Cardiovascular Society angina classification. *Canadian Journal of Cardiology*. 2009;25(7):e225-e31.
20. Diamond GA, Forrester JS. Analysis of probability as an aid in the clinical diagnosis of coronary-artery disease. *New England Journal of Medicine*. 1979;300(24):1350-8.
21. Members TF, Montalescot G, Sechtem U, Achenbach S, Andreotti F, Arden C, et al. 2013 ESC guidelines on the management of stable coronary artery disease: the Task Force on the management of stable coronary artery disease of the European Society of Cardiology. *European heart journal*. 2013;34(38):2949-3003.
22. Genders TS, Steyerberg EW, Alkadhi H, Leschka S, Desbiolles L, Nieman K, et al. A clinical prediction rule for the diagnosis of coronary artery disease: validation, updating, and extension. *European heart journal*. 2011;32(11):1316-30.
23. Genders TS, Steyerberg EW, Hunink MM, Nieman K, Galema TW, Mollet NR, et al. Prediction model to estimate presence of coronary artery disease: retrospective pooled analysis of existing cohorts. *Bmj*. 2012;344.
24. Douglas PS, Hoffmann U, Patel MR, Mark DB, Al-Khalidi HR, Cavanaugh B, et al. Outcomes of anatomical versus functional testing for coronary artery disease. *New England Journal of Medicine*. 2015;372(14):1291-300.
25. The S. CT coronary angiography in patients with suspected angina due to coronary heart disease (SCOT-HEART): an open-label, parallel-group, multicentre trial. *The Lancet*. 2015;385(9985):2383-91.
26. Investigators S-H. Coronary CT angiography and 5-year risk of myocardial infarction. *New England Journal of Medicine*. 2018;379(10):924-33.
27. Reeh J, Thering CB, Heitmann M, Højberg S, Sørup C, Bech J, et al. Prediction of obstructive coronary artery disease and prognosis in patients with suspected stable angina. *European heart journal*. 2019;40(18):1426-35.
28. Foldyna B, Udelson JE, Karády J, Banerji D, Lu MT, Mayrhofer T, et al. Pretest probability for patients with suspected obstructive coronary artery disease: re-evaluating Diamond–Forrester for the contemporary era and clinical implications: insights from the PROMISE trial. *European Heart Journal-Cardiovascular Imaging*. 2019;20(5):574-81.
29. Adamson PD, Newby DE, Hill CL, Coles A, Douglas PS, Fordyce CB. Comparison of international guidelines for assessment of suspected stable angina: insights from the PROMISE and SCOT-HEART. *JACC: cardiovascular imaging*. 2018;11(9):1301-10.
30. Juarez-Orozco LE, Saraste A, Capodanno D, Prescott E, Ballo H, Bax JJ, et al. Impact of a decreasing pre-test probability on the performance of diagnostic tests for coronary artery disease. *European Heart Journal-Cardiovascular Imaging*. 2019;20(11):1198-207.
31. Knuuti J, Wijns W, Saraste A, Capodanno D, Barbato E, Funck-Brentano C, et al. 2019 ESC Guidelines for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes The Task Force for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes of the European Society of Cardiology (ESC). *European Heart Journal*.

32. Knuuti J, Revenco V. 2019 ESC Guidelines for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes. *European heart journal*. 2020;41(5):407-77.
33. Budoff MJ, Mayrhofer T, Ferencik M, Bittner D, Lee KL, Lu MT, et al. Prognostic value of coronary artery calcium in the PROMISE study (Prospective Multicenter Imaging Study for Evaluation of Chest Pain). *Circulation*. 2017;136(21):1993-2005.
34. Villines TC, Hulten EA, Shaw LJ, Goyal M, Dunning A, Achenbach S, et al. Prevalence and severity of coronary artery disease and adverse events among symptomatic patients with coronary artery calcification scores of zero undergoing coronary computed tomography angiography: results from the CONFIRM (Coronary CT Angiography Evaluation for Clinical Outcomes: An International Multicenter) registry. *Journal of the American College of Cardiology*. 2011;58(24):2533-40.
35. Chironi G, Simon A. Facteurs de risque cardiovasculaire et prévention. *Rev Prat*. 2010;60:1303-9.
36. (HAS) HAdS. Évaluation du risque cardiovasculaire. <http://has-sante.fr> Février 2017.
37. Piepoli MF, Agewall S, Albus C, Brotons C, Catapano AL, et al. European Guidelines on cardiovascular disease prevention in clinical practice The Sixth Joint Task Force of the European Society of Cardiology and Other Societies on Cardiovascular Disease Prevention in Clinical Practice (constituted by representatives of 10 societies and by invited experts) Developed with the special contribution of the European Association for Cardiovascular Prevention & Rehabilitation (EACPR). *Eur Heart J*. 2016 Août 2016;37(29):2315-81.
38. La pratique CTNA des épreuves de stress. Recommandations de la Société française de cardiologie concernant la pratique des épreuves d'effort chez l'adulte en cardiologie. *Archives des maladies du coeur et des vaisseaux*. 1997;90(1):77-91.
39. Pepine CJ, AH, Bashore TM, Brinker JA, Cohn LH, Dillon JC, et al. ACC/AHA guidelines for cardiac catheterization and cardiac catheterization laboratories. *American college of cardiology/American Heart Association* 1991;84:2213.
40. L. Di Marco MR, T. Leclercq, J.T. Zhang-Yin, M. Ohana. Imagerie diagnostique de l'ischémie myocardique. *EMC*. 2020;32-020-A-10.
41. Azarine A, Scalbert F, Garçon P. Cardiac functional imaging. *La Presse Médicale*. 2022;51(2):104119.
42. Chai SC, Teo HK, Lee PS, Kam CJW, Tong KL. Prognostic impact of stress echocardiography with discordant stress electrocardiography in patients with suspected coronary artery disease. *Singapore Medical Journal*. 2020;61(3):142.
43. Mertes H, Sawada SG, Ryan T, Segar DS, Kovacs R, Foltz J, et al. Symptoms, adverse effects, and complications associated with dobutamine stress echocardiography. Experience in 1118 patients. *Circulation*. 1993;88(1):15-9.
44. Zahn R, Lotter R, Nohl H, Schiele R, Bergmeier C, Zander M, et al. Feasibility and safety of dobutamine stress echocardiography: experiences with 1,000 studies. *Zeitschrift für Kardiologie*. 1996;85(1):28-34.
45. Varga A, Garcia MAR, Picano E, Registry ISEC. Safety of stress echocardiography (from the international stress echo complication registry). *The American journal of cardiology*. 2006;98(4):541-3.
46. Laissy JP, Deux JF, Huart V, Mousseaux E. Imagerie non invasive des artères coronaires : TDM et IRM. *J Radio1*. 2004; 85: 1809- 18 10.
47. Wagner A, Holly TA, Elliott MD, Regenfus M, Parker M, Klocke FJ, Bonow RO, Judd RM. Contrast-enhanced MRI and routine single photon emission computed tomography (SPECT) perfusion imaging for detection of subendocardial myocardial infarcts: an imaging study. *Lancet*. 2003;361 : 374-379

48. Kim RJ WE, Rafael A, Chen EL, Parker MA, Simonetti O, Klocke FJ, Bonow RO., RM. J. The use of contrast-enhanced magnetic resonance imaging to identify reversible myocardial dysfunction. *N Engl J Med.* 2000;343: 1445-1453
49. Taylor AJ, Cerqueira M, Hodgson JM, Mark D, Min J, O'Gara P, et al. ACCF/SCCT/ACR/AHA/ASE/ASNC/NASCI/SCAI/SCMR 2010 appropriate use criteria for cardiac computed tomography: a report of the American college of cardiology foundation appropriate use criteria task force, the society of cardiovascular computed tomography, the American college of radiology, the American heart association, the American society of echocardiography, the American society of nuclear cardiology, the north American society for cardiovascular imaging, the society for cardiovascular angiography and interventions, and the society for cardiovascular magnetic resonance. *Journal of the American College of Cardiology.* 2010;56(22): 1864-94.
50. Pesenti-Rossi D, Baron N, Georges J-L, Augusto S, Gibault-Genty G, Livarek B, editors. Assessment of coronary bypass graft patency by first-line multi-detector computed tomography. *Annales de cardiologie et d'angiologie;* 2014: Elsevier.
51. Gang S, Min L, Li L, Guo-Ying L, Lin X, Qun J, et al. Evaluation of CT coronary artery angiography with 320-row detector CT in a high-risk population. *The British journal of radiology.* 2012;85(1013):562-70.
52. Ramkumar PG, Mitsouras D, Feldman CL, Stone PH, Rybicki FJ. New advances in cardiac computed tomography. *Current opinion in cardiology.* 2009;24(6):596-603.
53. Hounkpatin B, Saibou H, Oloudé N, Tixier V, Ferrier N, Marcaggi X, editors. Interest of emergency coronary computed tomography for exclusion of coronary artery disease in patients with acute chest pain and low to intermediate risk. *Annales de Cardiologie et D'angiologie;* 2014.
54. Galperin-Aizenberg M, Cook TS, Hollander JE, Litt HI. Cardiac CT angiography in the emergency department. *American Journal of Roentgenology.* 2015;204(3):463-74.
55. Saremi F, Achenbach S. Coronary plaque characterization using CT. *American Journal of Roentgenology.* 2015;204(3):W249-W60.
56. Pernès J-M, Sirol M, Chabbert V, Christiaens L, Alison D, Hamon M, et al. Les indications actuelles du scanner cardiaque. *Archives of Cardiovascular Diseases Supplements.* 2009;1(1):13-22.
57. Terpenning S, White CS. Imaging pitfalls, normal anatomy, and anatomical variants that can simulate disease on cardiac imaging as demonstrated on multidetector computed tomography. *Acta radiologica short reports.* 2015;4(1):2047981614562443.
58. Raff GL, Gallagher MJ, O'Neill WW, Goldstein JA. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography. *Journal of the American College of Cardiology.* 2005;46(3):552-7.
59. Belaouchi F RP, Spaulding C. Coronarographie: indications et techniques. *Maladie coronaire. . Encyclopédie pratique du coeur* 2000;1 :93-108.
60. Williams FH. A method for more fully determining the outline of the heart by means of the fluoroscope together with other uses of this instrument in medicine. *The Boston Medical and Surgical Journal.* 1896;135(14):335-7.
61. Tavakol M, Ashraf S, Brener SJ. Risks and complications of coronary angiography: a comprehensive review. *Global journal of health science.* 2012;4(1):65.
62. Members ATF, Steg PG, James SK, Atar D, Badano LP, Lundqvist CB, et al. ESC Guidelines for the management of acute myocardial infarction in patients presenting with ST-segment elevation: The Task Force on the management of ST-segment elevation acute myocardial infarction of the European Society of Cardiology (ESC). *European heart journal.* 2012;33(20):2569-619.

63. Vignaux O. Imagerie cardiaque: scanner et IRM. *Journal des Maladies Vasculaires*. 2005;30(4):237.
64. Hachamovitch R, Berman DS, Kiat H, Cohen I, Friedman JD, Shaw LJ. Value of stress myocardial perfusion single photon emission computed tomography in patients with normal resting electrocardiograms: an evaluation of incremental prognostic value and cost-effectiveness. *Circulation*. 2002;105(7):823-9.
65. Vanzetto G, Ormezzano O, Fagret D, Comet M, Denis B, Machecourt J. Long-term additive prognostic value of thallium-201 myocardial perfusion imaging over clinical and exercise stress test in low to intermediate risk patients: study in 1137 patients with 6-year follow-up. *Circulation*. 1999;100(14):1521-7.
66. Shaw LJ, Berman DS, Maron DJ, Mancini GJ, Hayes SW, Hartigan PM, et al. Optimal medical therapy with or without percutaneous coronary intervention to reduce ischemic burden: results from the Clinical Outcomes Utilizing Revascularization and Aggressive Drug Evaluation (COURAGE) trial nuclear substudy. *Circulation*. 2008;117(10):1283-91.
67. Hulot J-s. 2013 ESC guidelines on the management of stable coronary artery disease: The Task Force on the management of sta.
68. Dorbala S, Di Carli MF, Delbeke D, Abbara S, DePuey EG, Dilsizian V, et al. SNMMI/ASNC/SCCT Guideline for Cardiac SPECT/CT and PET/CT 1.0. *Journal of Nuclear Medicine*. 2013;54(8):1485-507.
69. Aït-Ali J, Palie O, Labbe T, Vinchon F, Prost A, Bruel D, et al. Première utilisation française du régadénoson dans le cadre de tests de stimulation pharmacologique avant scintigraphie myocardique : étude comparative par rapport au dipyridamole. *Médecine Nucléaire*. 2015;39(4):396-400.
70. Gambhir SS, Berman DS, Ziffer J, Nagler M, Sandler M, Patton J, et al. A novel high-sensitivity rapid-acquisition single-photon cardiac imaging camera. *Journal of Nuclear Medicine*. 2009;50(4):635-43.
71. Imbert L, Poussier S, Franken PR, Songy B, Verger A, Morel O, et al. Compared performance of high-sensitivity cameras dedicated to myocardial perfusion SPECT: a comprehensive analysis of phantom and human images. *Journal of Nuclear Medicine*. 2012;53(12):1897-903.
72. Rouzet F, Guernou M, Chequer R, Lussato D, Hyafil F, Queneau M, et al. Impact dosimétrique des gamma-caméras de nouvelle génération en cardiologie nucléaire. *Médecine Nucléaire*. 2011;35(7):421-31.
73. Sharir T, Ben-Haim S, Merzon K, Prochorov V, Dickman D, Ben-Haim S, et al. High-speed myocardial perfusion imaging: initial clinical comparison with conventional dual detector anger camera imaging. *JACC: Cardiovascular Imaging*. 2008;1(2):156-63.
74. Sharir T, Slomka PJ, Hayes SW, DiCarli MF, Ziffer JA, Martin WH, et al. Multicenter trial of high-speed versus conventional single-photon emission computed tomography imaging: quantitative results of myocardial perfusion and left ventricular function. *Journal of the American College of Cardiology*. 2010;55(18):1965-74.
75. Ben-Haim S, Kacperski K, Hain S, Van Gramberg D, Hutton BF, Erlandsson K, et al. Simultaneous dual-radionuclide myocardial perfusion imaging with a solid-state dedicated cardiac camera. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*. 2010;37(9):1710-21.
76. Garcia E, Tsukerman L, Keidar Z. 2.05: A new solid state, ultra fast cardiac multi-detector SPECT system. *Journal of Nuclear Cardiology*. 2008;4(15):S3.

77. Hage FG, AlJaroudi WA. Review of cardiovascular imaging in the Journal of Nuclear Cardiology 2019: Single-photon emission computed tomography. *Journal of Nuclear Cardiology*. 2020;27(4):1171-9.
78. Mc Ardle B, Dowsley TF, Cocker MS, Ohira H, deKemp RA, DaSilva J, et al., editors. *Cardiac PET: metabolic and functional imaging of the myocardium*. Seminars in nuclear medicine; 2013: Elsevier.
79. Dillenseger J, Moerschel E, Zorn C. *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie*. Éditions Masson. 2009.
80. Atkins H, Budinger T, Lebowitz E, Ansari A, Greene M, Fairchild R, et al. Thallium-201 for medical use. Part 3: Human distribution and physical imaging properties. *Journal of Nuclear Medicine*. 1977;18(2):133-40.
81. Comet M, Machecourt J, Fagret D. *Cardiopathie ischémique et médecine nucléaire: Éd. médicales internationales*; 1999.
82. Parker JA, Beller GA, Hoop B, Holman BL, Smith TW. Assessment of regional myocardial blood flow and regional fractional oxygen extraction in dogs, using <sup>15</sup>O-water and <sup>15</sup>O-hemoglobin. *Circulation Research*. 1978;42(4):511-8.
83. Knuuti J, Kajander S, Mäki M, Ukkonen H. Quantification of myocardial blood flow will reform the detection of CAD. *Journal of nuclear cardiology*. 2009;16(4):497-506.
84. Dilsizian V, Narula J. *Atlas of nuclear cardiology*: Springer Nature; 2021.
85. Fogelman I, Maisey MN, Clarke SE. *An atlas of clinical nuclear medicine*: CRC Press; 1994.
86. Limacher MC, Douglas PS, Germano G, Laskey WK, Lindsay BD, McKetty MH, et al. Radiation safety in the practice of cardiology. *J Am Coll Cardiol*. 1998;31(4):892-913.
87. Bowen DG, Parks CV. *Bases and Guidance on Fissile Material Exemption and General Licenses in 10 CFR Part 71*. Oak Ridge National Lab.(ORNL), Oak Ridge, TN (United States); 2013.
88. Dilsizian V, Metter D, Palestro C, Zanzonico P. Advisory Committee on Medical Uses of Isotopes (ACMUI) Sub-Committee on Nursing Mother Guidelines for the Medical Administration of Radioactive Materials. Final report submitted January. 2019;31.
89. Zanzonico P, Strauss HW. *Handling Radionuclides and Radiation Safety*. *Atlas of Nuclear Cardiology*: Springer; 2021. p. 67-78.
90. Rehani MM, Vano E, Ciraj-Bjelac O, Kleiman NJ. Radiation and cataract. *Radiation protection dosimetry*. 2011;147(1-2):300-4.
91. Achenbach S, Marwan M, Ropers D, Schepis T, Pflederer T, Anders K, et al. Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition. *European heart journal*. 2010;31(3):340-6.
92. Djaballah W, Manrique A, Marie P, Rouzet F, Songy B, Bonardel G, et al. *Guide pour la rédaction de protocoles pour la tomoscintigraphie de perfusion myocardique*. *Médecine Nucléaire*. 2012;36:336-52.
93. Gould KL, Kirkeeide RL, Buchi M. Coronary flow reserve as a physiologic measure of stenosis severity. *Journal of the American College of Cardiology*. 1990;15(2):459-74.
94. Uren NG, Melin JA, De Bruyne B, Wijns W, Baudhuin T, Camici PG. Relation between myocardial blood flow and the severity of coronary-artery stenosis. *New England Journal of Medicine*. 1994;330(25):1782-8.
95. Bonaduce D, Muto P, Morgano G, Pace L, Ferrara N, Salvatore M, et al. Effect of beta-blockade on thallium-201 dipyridamole myocardial scintigraphy. *Acta cardiologica*. 1984;39(6):399-408.

96. Rockett JF, Magill H, Loveless VS, Murray GL. Intravenous dipyridamole thallium-201 SPECT imaging methodology, applications, and interpretations. *Clinical nuclear medicine*. 1990;15(10):712-25.
97. Lette J TJ, Fraser S, Miller DD, Waters DD,, Heller G ea. Safety of dipyridamole testing in 73 806patients : the multicenter dipyridamole safety study. *Journal of nuclear cardiology : official publication of the American Society of Nuclear Cardiology*. 1995;1995; 2 : 3–17.
98. Mahmarijan JJ, Pratt CM, Nishimura S, Abreu A, Verani MS. Quantitative adenosine 201Tl single-photon emission computed tomography for the early assessment of patients surviving acute myocardial infarction. *Circulation*. 1993;87(4):1197-210.
99. Gemignani AS, Abbott BG. The emerging role of the selective A2A agonist in pharmacologic stress testing. *Journal of Nuclear Cardiology*. 2010;17(3):494-7.
- 100.Hendel RC, Moreno NA, Glover DK. Pharmacologic stress using selective A2A adenosine receptor agonists. *Current Cardiovascular Imaging Reports*. 2011;4(3): 217-26.
- 101.Lewandowski TJ, Armstrong WF, Bach DS. Reduced test time by early identification of patients requiring atropine during dobutamine stress echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography*. 1998;11(3):236-42.
- 102.Huang J, Yen R-F, Chieng P-U, Chen M-L, Su C-T. Do  $\beta$ -blockers affect the diagnostic sensitivity of dobutamine stress thallium-201 single photon emission computed tomographic imaging? *Journal of Nuclear Cardiology*. 1998;5(1):34-9.
- 103.Brindis RG, Douglas PS, Hendel RC, Peterson ED, Wolk MJ, Allen JM, et al. ACCF/ASNC appropriateness criteria for single-photon emission computed tomography myocardial perfusion imaging (SPECT MPI) a report of the American College of Cardiology Foundation Quality Strategic Directions Committee Appropriateness Criteria Working Group and the American Society of Nuclear Cardiology endorsed by the American Heart Association. *Journal of the American College of Cardiology*. 2005;46(8):1587-605.
- 104.Hansen CL, Goldstein RA, Akinboboye OO, Berman DS, Botvinick EH, Churchwell KB, et al. Myocardial perfusion and function: single photon emission computed tomography. *Journal of Nuclear Cardiology*. 2007;14(6):e39-e60.
- 105.Kiat H, Van Train KF, Friedman JD, Germano G, Silagan G, Wang FP, et al. Quantitative stress-redistribution thallium-201 SPECT using prone imaging: methodologic development and validation. *Journal of Nuclear Medicine*. 1992;33(8):1509-15.
- 106.Esquerré J-P, Coca FJ, Martinez SJ, Guiraud RF. Prone decubitus: a solution to inferior wall attenuation in thallium-201 myocardial tomography. *Journal of nuclear medicine*. 1989;30(3):398-401.
- 107.Manrique A, Marie P, MAUNOURY C, AGOSTINI D, ACAR P. Recommandations pour la réalisation et l'interprétation de la tomoscintigraphie de perfusion myocardique. *Médecine nucléaire (Paris)*. 2003;27(2):79-95.
- 108.Germano G. Technical aspects of myocardial SPECT imaging. *Journal of Nuclear Medicine*. 2001;42(10):1499-507.
- 109.Committee CI, Cardiology ACo. Standardization of cardiac tomographic imaging. *J Am Coll Cardiol*. 1992;20:255-6.
- 110.Germano G. *Clinical gated cardiac SPECT*: Wiley-Blackwell; 2000.
- 111.Daragon N. *Analyse combinée de la tomoscintigraphie myocardique et du coroscanner: UHP-Université Henri Poincaré*; 2008.
- 112.Links JM, Devous MD. Three-dimensional display in nuclear medicine: a more useful depiction of reality, or only a superficial rendering? : *Soc Nuclear Med*; 1995. p. 703-4.

113. Segmentation AHAWGoM, Imaging: RfC, Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart: a statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Circulation*. 2002;105(4):539-42.
114. Choi JY, Lee KH, Kim SJ, Kim SE, Kim B-T, Lee SH, et al. Gating provides improved accuracy for differentiating artifacts from true lesions in equivocal fixed defects on technetium 99m tetrofosmin perfusion SPECT. *Journal of Nuclear Cardiology*. 1998;5(4):395-401.
115. DePuey EG, Rozanski A. Using gated technetium-99m-sestamibi SPECT to characterize fixed myocardial defects as infarct or artifact. *Journal of Nuclear Medicine*. 1995;36(6):952-5.
116. Elhendy A, Schinkel AF, van Domburg RT, Biagini E, Feringa HH, Poldermans D, et al. Accuracy of stress Tc-99m tetrofosmin myocardial perfusion tomography for the diagnosis and localization of coronary artery disease in women. *Journal of nuclear cardiology*. 2006;13(5):629-34.
117. Makaryus AN, Shaw LJ, Mieres JH. Diagnostic strategies for heart disease in women: an update on imaging techniques for optimal management. *Cardiology in review*. 2007;15(6):279-87.
118. Bigot JM. *Bases Physiques et Évolution de l'Imagerie Radiologique*: J. Giron and F. Joffre Masson Éditeur, Paris, 1993; 264 pp.; FF190. 00; ISBN 2-225-84050-4. Elsevier; 1994.
119. Chamouine SO. *Nouvelle approche de la correction de l'atténuation mammaire en tomoscintigraphie de perfusion myocardique*: Paris Est; 2011.
120. Patton JA, Turkington TG. SPECT/CT physical principles and attenuation correction. *Journal of nuclear medicine technology*. 2008;36(1):1-10.
121. Bateman TM, Cullom SJ. Attenuation correction single-photon emission computed tomography myocardial perfusion imaging. *Seminars in nuclear medicine*. 2005;35(1):37-51.
122. Blankespoor S, Xu X, Kaiki K, Brown J, Tang H, Cann C, et al. Attenuation correction of SPECT using X-ray CT on an emission-transmission CT system: myocardial perfusion assessment. *IEEE Transactions on Nuclear Science*. 1996;43(4):2263-74.
123. Mester J, Weller R, Clausen M, Bitter F, Henze E, Lietzenmayer R, et al. Upward creep of the heart in exercise thallium 201 single photon emission tomography: clinical relevance and a simple correction method. *European journal of nuclear medicine*. 1991;18(3):184-90.
124. Rosenthal M, Cullom J, Hawkins W, Moore S, Tsui B, Yester M. Quantitative SPECT imaging: a review and recommendations by the Focus Committee of the Society of Nuclear Medicine Computer and Instrumentation Council. *Journal of Nuclear Medicine*. 1995;36(8):1489-513.
125. Delbeke D, Coleman RE, Guiberteau MJ, Brown ML, Royal HD, Siegel BA, et al. Procedure guideline for SPECT/CT imaging 1.0. *Journal of Nuclear Medicine*. 2006;47(7):1227-34.
126. Fukuchi K, Sago M, Nitta K, Fukushima K. Attenuation correction for cardiac dual-head (gamma) camera coincidence imaging using segmented myocardial perfusion SPECT. *The Journal of Nuclear Medicine*. 2000;41(5):919.
127. Ljungberg M, Strand S-E. Attenuation and scatter correction in SPECT for sources in a nonhomogeneous object: a monte Carlo study. *Journal of nuclear medicine: official publication, Society of Nuclear Medicine*. 1991;32(6):1278-84.

128. Sand NPR, Bøttcher M, Madsen MM, Nielsen TT, Rehling M. Evaluation of regional myocardial perfusion in patients with severe left ventricular dysfunction: comparison of <sup>13</sup>N-ammonia PET and <sup>99m</sup>Tc sestamibi SPECT. *Journal of Nuclear Cardiology*. 1998;5(1):4-13.
129. Thompson RC, Heller GV, Johnson LL, Case JA, Cullom SJ, Garcia EV, et al. Value of attenuation correction on ECG-gated SPECT myocardial perfusion imaging related to body mass index. *Journal of nuclear cardiology*. 2005;12(2):195-202.
130. Corbett JR, Ficaro EP. Attenuation corrected cardiac perfusion SPECT. *Current opinion in cardiology*. 2000;15(5):330-6.
131. Ljungberg M, Strand S, King M. The simset program. *Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine, Medical Science Series: Institute of Physics*; 1998. p. 77-92.
132. Bailey DL, Hutton BF, Walker PJ. Improved SPECT using simultaneous emission and transmission tomography. *Journal of nuclear medicine*. 1987;28(5):844-51.
133. Zaidi H, Hasegawa B. Attenuation correction strategies in emission tomography. *Quantitative analysis in nuclear medicine imaging: Springer*; 2006. p. 167-204.
134. Ficaro EP, Fessler JA, Rogers WL, Schwaiger M. Comparison of americium-241 and technetium-99m as transmission sources for attenuation correction of thallium-201 SPECT imaging of the heart. *Journal of Nuclear Medicine*. 1994;35(4):652-63.
135. Karp J, Muehlethner G, Lewitt R. Constrained Fourier space method for compensation of missing data in emission computed tomography. *IEEE transactions on medical imaging*. 1988;7(1):21-5.
136. Leahy RM, Qi J. Statistical approaches in quantitative positron emission tomography. *Statistics and Computing*. 2000;10(2):147-65.
137. Robinson PJ, Kreel L. Pulmonary tissue attenuation with computed tomography: comparison of inspiration and expiration scans. *Journal of computer assisted tomography*. 1979;3(6):740-8.
138. Burger C, Goerres G, Schoenes S, Buck A, Lonn A, Von Schulthess G. PET attenuation coefficients from CT images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511-keV attenuation coefficients. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*. 2002;29(7):922-7.
139. Bai C, Shao L, Da Silva A, editors. CT-based attenuation correction for PET/CT scanners. *Proceedings of the IEEE Nucl Sci Symp And Med Im Conf*; 2002.
140. Beyer T. Design, construction and validation of a combined PET/CT tomograph for clinical oncology: University of Surrey (United Kingdom); 1999.
141. Charron M, Beyer T, Bohnen NN, Kinahan PE, Dachille M, Jerin J, et al. Image analysis in patients with cancer studied with a combined PET and CT scanner. *Clinical nuclear medicine*. 2000;25(11):905-10.
142. Alvarez RE, Macovski A. Energy-selective reconstructions in x-ray computerised tomography. *Physics in Medicine & Biology*. 1976;21(5):733.
143. Jaszczak RJ, Murphy PH, Huard D, Burdine JA. Radionuclide emission computed tomography of the head with <sup>99m</sup>Tc and a scintillation camera. *Journal of nuclear medicine: official publication, Society of Nuclear Medicine*. 1977;18(4):373-80.
144. Bellini S, Piacentini M, Cafforio C, Rocca F. Compensation of tissue absorption in emission tomography. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*. 1979;27(3):213-8.
145. Tretiak O, editor *The exponential convolution algorithm for emission computed axial tomography. Proceedings of Information Processing in Medical Imaging*; 1978.
146. Tanaka E, Toyama H, Murayama H. Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. *Physics in Medicine & Biology*. 1984;29(12):1489.

147. Chang L-T. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Transactions on nuclear Science*. 1978;25(1):638-43.
148. Chang L-T. Attenuation correction and incomplete projection in single photon emission computed tomography. *IEEE Transactions on Nuclear Science*. 1979;26(2):2780-9.
149. Buvat N. Quantification en tomographie d'émission; Correction d'Atténuation, de Diffusion et de Volume Partiel. Université Denis Diderot Paris. 2003;7:U494.
150. Cullom SJ, Case JA, Bateman TM. Electrocardiographically gated myocardial perfusion SPECT: technical principles and quality control considerations. *Journal of Nuclear Cardiology*. 1998;5(4):418-25.
151. Fleischmann S, Koepfli P, Namdar M, Wyss CA, Jenni R, Kaufmann PA. Gated 99mTc-tetrofosmin SPECT for discriminating infarct from artifact in fixed myocardial perfusion defects. *Journal of Nuclear Medicine*. 2004;45(5):754-9.
152. Sciagrà R. The expanding role of left ventricular functional assessment using gated myocardial perfusion SPECT: the supporting actor is stealing the scene. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*. 2007;34(7):1107-22.
153. Genovesi D, Giorgetti A, Gimelli A, Kusch A, Tagliavia ID, Casagrande M, et al. Impact of attenuation correction and gated acquisition in SPECT myocardial perfusion imaging: Results of the multicentre SPAG (SPECT Attenuation Correction vs Gated) study. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2011;38(10):1890-8.
154. Halley A, Agostini D. Autour de la tomoscintigraphie myocardique synchronisée. *Médecine Nucléaire*. 2007;31(12):624-30.
155. Higgins JP, Higgins JA, Williams G. Stress-induced abnormalities in myocardial perfusion imaging that are not related to perfusion but are of diagnostic and prognostic importance. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*. 2007;34(4):584-95.
156. Manrique A, Marie P. Recommendations for the performance and interpretation of myocardial perfusion tomoscintigraphy. *Archives des Maladies du Coeur et des Vaisseaux*. 2003;96(6):695-711.
157. Jacobson A, Parker J, Royal H, Silverman K, Gervino E, Kolodny G. Supine versus upright anterior images: comparison in Tl-201 myocardial scintigraphy. *Radiology*. 1987;163(3):691-5.
158. Macé L, Muratet J, Tassy D. Tomoscintigraphie myocardique: intérêt de l'acquisition en décubitus ventral. *Revue de l'ACOMEN*. 2000;6(2).
159. Hendel RC, Corbett JR, Cullom SJ, DePuey EG, Garcia EV, Bateman TM. The value and practice of attenuation correction for myocardial perfusion SPECT imaging: a joint position statement from the American Society of Nuclear Cardiology and the Society of Nuclear Medicine. *Journal of Nuclear Medicine*. 2002;43(2):273-80.
160. Lui Y, Lam P, Sinusas A, Wackers F. Differential effect of 180 degrees acquisition orbits on the accuracy of SPECT imaging: quantitative evaluation in phantoms. *Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine*. 2002;43(8):1115-24.
161. He X, Links JM, Gilland KL, Tsui BM, Frey EC. Comparison of 180° and 360° acquisition for myocardial perfusion SPECT with compensation for attenuation, detector response, and scatter: Monte Carlo and mathematical observer results. *Journal of nuclear cardiology*. 2006;13(3):345-53.
162. Hendel RC, Berman DS, Cullom SJ, Follansbee W, Heller GV, Kiat H, et al. Multicenter clinical trial to evaluate the efficacy of correction for photon attenuation and scatter in SPECT myocardial perfusion imaging. *Circulation*. 1999;99(21):2742-9.

163. Singh B, Bateman TM, Case JA, Heller G. Attenuation artifact, attenuation correction, and the future of myocardial perfusion SPECT. *Journal of Nuclear Cardiology*. 2007;14(2):153-64.
164. Ficaro EP, Fessler JA, Shreve PD, Kritzman JN, Rose PA, Corbett JR. Simultaneous transmission/emission myocardial perfusion tomography: diagnostic accuracy of attenuation-corrected 99mTc-sestamibi single-photon emission computed tomography. *Circulation*. 1996;93(3):463-73.
165. Benkiran M, Sibille L, Bourdon A, Ben Bouallegue F, Mariano-Goulart D. Étude de l'impact d'une correction d'atténuation par tomodensitométrie en scintigraphie myocardique. *Médecine Nucléaire*. 2012;36(5):243-56.
166. Haute Autorité de Santé HAS Bio Tribune Magazine. 2010;37(1):25–27. Haute Autorité de Santé HAS Bio Tribune Magazine. 2010;37(1):25–27.
167. Hachamovitch R, Berman DS, Shaw LJ, Kiat H, Cohen I, Cabico JA, et al. Incremental prognostic value of myocardial perfusion single photon emission computed tomography for the prediction of cardiac death: differential stratification for risk of cardiac death and myocardial infarction. *Circulation*. 1998;97(6):535-43.
168. Apostolopoulos DJ, Savvopoulos C. What is the benefit of CT-based attenuation correction in myocardial perfusion SPET. *Hellenic journal of nuclear medicine*. 2016;19(2):89-92.
169. Huang R, Li F, Zhao Z, Liu B, Ou X, Tian R, et al. Hybrid SPECT/CT for Attenuation Correction of Stress Myocardial Perfusion Imaging. *Clinical Nuclear Medicine*. 2011;36(5).
170. Dvorak RA, Brown RK, Corbett JR. Interpretation of SPECT/CT myocardial perfusion images: common artifacts and quality control techniques. *Radiographics*. 2011;31(7):2041-57.
171. Burrell S, MacDonald A. Artifacts and pitfalls in myocardial perfusion imaging. *Journal of nuclear medicine technology*. 2006;34(4):193-211.
172. DE SOINS GDP. *Maladie coronarienne stable*. 2014.
173. Williams B, Mancia G, Spiering W, Agabiti Rosei E, Azizi M, Burnier M, et al. 2018 ESC/ESH Guidelines for the management of arterial hypertension: The Task Force for the management of arterial hypertension of the European Society of Cardiology (ESC) and the European Society of Hypertension (ESH). *European heart journal*. 2018;39(33):3021-104.
174. Schlienger J-L. Chapitre 14 - Athérome et dyslipidémies. In: Schlienger J-L, editor. *Dietetique en Pratique Médicale Courante (Troisième Édition)*. Paris: Elsevier Masson; 2020. p. 165-82.
175. Joosten MM, Pai JK, Bertoia ML, Rimm EB, Spiegelman D, Mittleman MA, et al. Associations between conventional cardiovascular risk factors and risk of peripheral artery disease in men. *Jama*. 2012;308(16):1660-7.
176. Streffer C. The ICRP 2007 recommendations. *Radiation protection dosimetry*. 2007;127(1-4):2-7.
177. Jaszczak RJ, COLEMAN RE. Single photon emission computed tomography (SPECT) principles and instrumentation. *Investigative radiology*. 1985;20(9):897-910.
178. Heller SL, Goodwin PN, editors. *SPECT instrumentation: performance, lesion detection, and recent innovations*. *Seminars in nuclear medicine*; 1987: Elsevier.
179. McCollough CH, Christner JA, Kofler JM. How effective is effective dose as a predictor of radiation risk? *American Journal of Roentgenology*. 2010;194(4):890-6.
180. Mozaffarian D, Benjamin EJ, Go AS, Arnett DK, Blaha MJ, Cushman M, et al. Heart disease and stroke statistics—2015 update: a report from the American Heart Association. *circulation*. 2015;131(4):e29-e322.

181. Year FBF. National Heart, Lung and Blood Institute (NHLBI) of the National Institute of Health. 2011.
182. Ergin A, Muntner P, Sherwin R, He J. Secular trends in cardiovascular disease mortality, incidence, and case fatality rates in adults in the United States. *The American journal of medicine.* 2004;117(4):219-27.
183. Cremer P, Hachamovitch R. Assessing the prognostic implications of myocardial perfusion studies: identification of patients at risk vs patients who may benefit from intervention? *Current cardiology reports.* 2014;16:1-8.
184. Mettler Jr FA, Guiberteau MJ. *Essentials of nuclear medicine imaging: expert consult-online and print: Elsevier Health Sciences;* 2012.
185. Sharma P, Patel CD, Karunanithi S, Maharjan S, Malhotra A. Comparative accuracy of CT attenuation-corrected and non-attenuation-corrected SPECT myocardial perfusion imaging. *Clinical nuclear medicine.* 2012;37(4):332-8.
186. Fricke E, Fricke H, Weise R, Kammeier A, Hagedorn R, Lotz N, et al. Attenuation correction of myocardial SPECT perfusion images with low-dose CT: evaluation of the method by comparison with perfusion PET. *Journal of nuclear medicine.* 2005;46(5):736-44.
187. Banzo I, Pena FJ, Allende RH, Quirce R, Carril JM. Prospective clinical comparison of non-corrected and attenuation- and scatter-corrected myocardial perfusion spect in patients with suspicion of coronary artery disease. *Nuclear Medicine Communications.* 2003;24(9):995-1002.
188. Benkiran M, Mariano-Goulart D, Bourdon A, Sibille L, Bouallègue FB. Is computed tomography attenuation correction more efficient than gated single photon emission computed tomography analysis in improving the diagnostic performance of myocardial perfusion imaging in patients with low prevalence of ischemic heart disease? *Nucl Med Commun.* 2015;36(1):69-77.
189. Xin WC, Shao XL, Wang YT, Wang JF, Wang XS, Yang L, et al. Is there an incremental value to use myocardial perfusion imaging with or without CT attenuation for the diagnosis of coronary artery disease? A study in Chinese patients. *Hellenic journal of nuclear medicine.* 2018;21(1):48-54.
190. Van Dijk J, Mouden M, Ottervanger J, Van Dalen J, Knollema S, Slump C, et al. Value of attenuation correction in stress-only myocardial perfusion imaging using CZT-SPECT. *Journal of nuclear cardiology.* 2017;24:395-401.
191. Płachcińska A, Włodarczyk M, Kovacevic-Kuśmierk K, Bieńkiewicz M, Drożdż J, Chiżyński K, et al. Diagnostic performance of myocardial perfusion single-photon emission computed tomography with attenuation correction. *Kardiologia polska.* 2016;74(1):32-9.
192. Raza H, Jadoon LK, Mushtaq S, Jabeen A, Maqbool M, Ain MU, et al. Comparison of non-attenuation corrected and attenuation corrected myocardial perfusion SPECT. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine.* 2016;47(3):783-92.
193. Wells RG, Trottier M, Premaratne M, Vanderwerf K, Ruddy TD. Single CT for attenuation correction of rest/stress cardiac SPECT perfusion imaging. *Journal of Nuclear Cardiology.* 2018;25:616-24.
194. Belhadj N, Lahmer A, Brouri M. Prévalence de l'artériopathie oblitérante des membres inférieurs dans la commune de Sidi Bel Abbès. *Journal des Maladies Vasculaires.* 2015;40(5):311.
195. Bougrini H, EL HATTAOUI M. Dépistage de l'artériopathie oblitérante des membres inférieurs chez les coronariens.

196. Al-Sheikh SO, Aljabri BA, Al-Ansary LA, Al Khayal LA, Al Salman MM, Al Omran MA. Prevalence of and risk factors for peripheral arterial disease in Saudi Arabia. *Saudi Med J*. 2007;28(3):412-4.
197. Danchin N, Vaur L, Genès N, Renault M, Ferrières J, Etienne S, et al. Management of acute myocardial infarction in intensive care units in 1995: a nationwide French survey of practice and early hospital results. *Journal of the American College of Cardiology*. 1997;30(7):1598-605.
198. Bertomeu V, Morillas P, Gonzalez-Juanatey J, Quiles J, Guindo J, Soria F, et al. Prevalence and prognostic influence of peripheral arterial disease in patients  $\geq 40$  years old admitted into hospital following an acute coronary event. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*. 2008;36(2):189-96.
199. Boujnah M. Caractéristiques cliniques et angiographiques des patients atteints d'une sténose du tronc commun coronaire gauche.
200. Perrin M, Djaballah W, Moulin F, Imbert L, Poussier S, Besseau C, et al. Performances diagnostiques des tomoscintigraphies myocardiques de stress, réalisées avec une caméra à semi-conducteurs et un protocole très faible dose. *Médecine Nucléaire*. 2014;38(2):111-21.
201. Bamouni J, Naibe DT, Yameogo RA, Mandi DG, Millogo GRC, Yameogo NV, et al. Apport de l'épreuve d'effort dans la prise en charge des cardiopathies ischémiques. *Pan African Medical Journal*. 2018;31(1).
202. Cassagnes L, Magnin B, Boyer L. Anatomie des artères coronaires. *Journal d'imagerie diagnostique et interventionnelle*. 2018;1(6):363-5.
203. Fleischmann KE, Hunink MG, Kuntz KM, Douglas PS. Exercise echocardiography or exercise SPECT imaging?: A meta-analysis of diagnostic test performance. *Jama*. 1998;280(10):913-20.
204. Kuntz KM, Fleischmann KE, Hunink MG, Douglas PS. Cost-effectiveness of diagnostic strategies for patients with chest pain. *Annals of internal medicine*. 1999;130(9):709-18.
205. Frans JT, Berger HJ, Johnstone DE, Goldman L, Reduto LA, Langou RA, et al. Multiple gated cardiac blood pool imaging for left ventricular ejection fraction: validation of the technique and assessment of variability. *The American journal of cardiology*. 1979;43(6):1159-66.
206. Wackers F. Diagnostic pitfalls of myocardial perfusion imaging in women. *J Myocardial Ischemia*. 1992;10:23-31.
207. Manglos SH, Thomas FD, Gagne GM, Hellwig BJ. Phantom study of breast tissue attenuation in myocardial imaging. *Journal of Nuclear Medicine*. 1993;34(6):992-6.
208. Floyd CE, Jaszczak RJ, Greer KL, Coleman RE. Deconvolution of Compton scatter in SPECT. *Journal of Nuclear Medicine*. 1985;26(4):403-8.
209. Taillefer R, DePuey EG, Udelson JE, Beller GA, Latour Y, Reeves F. Comparative diagnostic accuracy of Tl-201 and Tc-99m sestamibi SPECT imaging (perfusion and ECG-gated SPECT) in detecting coronary artery disease in women. *Journal of the American College of Cardiology*. 1997;29(1):69-77.
210. Gallowitsch HJ, Sykora J, Mikosch P, Kresnik E, Unterweger O, Molnar M, et al. Attenuation-corrected thallium-201 single-photon emission tomography using a gadolinium-153 moving line source: Clinical value and the impact of attenuation correction on the extent and severity of perfusion abnormalities. *European Journal of Nuclear Medicine*. 1998;25(3):220-8.
211. Links JM, Becker LC, Rigo P, Taillefer R, Hanelin L, Anstett F, et al. Combined corrections for attenuation, depth-dependent blur, and motion in cardiac SPECT: a multicenter trial. *Journal of Nuclear Cardiology*. 2000;7(5):414-25.

212. Grossman GB, Garcia EV, Bateman TM, Heller GV, Johnson LL, Folks RD, et al. Quantitative Tc-99m sestamibi attenuation-corrected SPECT: development and multicenter trial validation of myocardial perfusion stress gender-independent normal database in an obese population. *Journal of nuclear cardiology*. 2004;11:263-72.
213. Genovesi D, Giorgetti A, Gimelli A, Kusch A, D'Aragona Tagliavia I, Casagrande M, et al. Impact of attenuation correction and gated acquisition in SPECT myocardial perfusion imaging: results of the multicentre SPAG (SPECT Attenuation Correction vs Gated) study. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*. 2011;38:1890-8.
214. Shotwell M, Singh BM, Fortman C, Bauman BD, Lukes J, Gerson MC. Improved coronary disease detection with quantitative attenuation-corrected Tl-201 images. *Journal of nuclear cardiology*. 2002;9:52-61.
215. Johansen A, Grupe P, Veje A, Nielsen Braad P-E, Højlund-Carlson PF. Scatter and attenuation correction changes interpretation of gated myocardial perfusion imaging. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*. 2004;31:1152-9.
216. Kluge R, Sattler B, Seese A, Knapp WH. Attenuation correction by simultaneous emission-transmission myocardial single-photon emission tomography using a technetium-99m-labelled radiotracer: impact on diagnostic accuracy. *European journal of nuclear medicine*. 1997;24:1107-14.
217. Matsunari I, Böning G, Ziegler SI, Kosa I, Nekolla SG, Ficaro EP, et al. Effects of misalignment between transmission and emission scans on attenuation-corrected cardiac SPECT. *Journal of Nuclear Medicine*. 1998;39(3):411-6.
218. Płachcińska A, Włodarczyk M, Kovacevic-Kuśmierk K, Bieńkiewicz M, Drożdż J, Chiżyński K, et al. Diagnostic performance of myocardial perfusion single-photon emission computed tomography with attenuation correction. *Kardiologia Polska (Polish Heart Journal)*. 2016;74(1):32-9.
219. Wolak A, Slomka PJ, Fish MB, Lorenzo S, Berman DS, Germano G. Quantitative diagnostic performance of myocardial perfusion SPECT with attenuation correction in women. *Journal of Nuclear Medicine*. 2008;49(6):915-22.
220. Xu Y, Fish M, Gerlach J, Lemley M, Berman DS, Germano G, et al. Combined quantitative analysis of attenuation corrected and non-corrected myocardial perfusion SPECT: Method development and clinical validation. *Journal of nuclear cardiology*. 2010;17:591-9.
221. Hayes SW, De Lorenzo A, Hachamovitch R, Dhar SC, Hsu P, Cohen I, et al. Prognostic implications of combined prone and supine acquisitions in patients with equivocal or abnormal supine myocardial perfusion SPECT. *Journal of Nuclear Medicine*. 2003;44(10):1633-40.
222. Blagosklonov O, Sabbah A, Verdenet J, Baud M, Cardot J-C. Poststress motionlike artifacts caused by the use of a dual-head gamma camera for 201Tl myocardial SPECT. *Journal of Nuclear Medicine*. 2002;43(3):285-91.
223. Kirch D, Koss J, Bublitz T, Steele P. False-positive findings on myocardial perfusion SPECT. *Journal of Nuclear Medicine*. 2004;45(9):1597-.
224. Husmann L, Tatsugami F, Aeppli U, Herzog BA, Valenta I, Veit-Haibach P, et al. Prevalence of noncardiac findings on low dose 64-slice computed tomography used for attenuation correction in myocardial perfusion imaging with SPECT. *The international journal of cardiovascular imaging*. 2009;25:859-65.



Nom et Prénom: MAMMERI Samir

Titre : Valeur clinique et diagnostique de la correction  
d'atténuation basée sur la TDM dans la scintigraphie



myocardique de perfusion pour la détection de la cardiopathie ischémique

Thèse pour l'obtention du diplôme de Doctorat En Sciences Médicales

### Résumé

**Introduction :** La tomographie par émission monophotonique [TEMP] de perfusion myocardique est l'un des outils de base utilisés pour le diagnostic de la coronaropathie, le pronostic de ses conséquences défavorables et l'évaluation de l'efficacité du traitement. Cependant, son efficacité est compromise par une spécificité relativement faible de la détection des défauts de perfusion, qui est attribuée à l'atténuation des rayons gamma à l'intérieur du corps du patient, provoquant des artéfacts pris de façon erronée pour des défauts de perfusion. La correction d'atténuation [CA] devrait permettre d'éliminer ces artéfacts

**Objectifs :** Le but de la présente étude était d'évaluer si la correction d'atténuation basée sur la tomodensitométrie [CT-AC] offre un avantage quelconque par rapport aux images non corrigées par atténuation [NC] pour l'analyse qualitative et quantitative de la tomographie par émission monophotonique [TEMP] imagerie de perfusion myocardique [TSM].

**Méthodes :** Nous avons évalué prospectivement les données de 85 patients qui ont subi un TEMP/TDM stress/repos de perfusion conformément au protocole standard. L'angiographie effectuée dans les  $\pm 3$  mois suivants la TSM a été prise comme norme de référence. Deux lecteurs ont évalué indépendamment les images CT-AC et NAC. L'analyse de la courbe caractéristique de fonctionnements du récepteur a été effectuée en utilisant une sténose à 70 % comme seuil. La taille et la gravité des défauts de perfusion ont également été comparées sur les images CT-AC et NAC

**Résultats :** La correction d'atténuation [CA] a augmenté la spécificité de la détection de la coronaropathie dans l'ensemble du groupe de patients de 51 % à 88 % [p 0,0001], avec une réduction de la sensibilité [de 96 % à 86 %] [p = 0,002], l'amélioration de la spécificité a également été notée dans les sous-groupes de patients masculins et féminins et dans les sous-groupes de patients obèses et non obèses. L'exactitude dans l'ensemble du groupe de patients est passée de 77 % à 87 % [p = 0,01]. Les images corrigées CT-AC présentaient une sensibilité significativement plus faible pour la détection de la coronaropathie dans le territoire de la coronaire droite par rapport aux images non corrigées NC [de 79 % à 91 %] [p = 0,02] ; il n'y avait aucune différence significative de sensibilité et de spécificité dans la détection de sténoses significatives dans l'artère antérieure descendante gauche [IVA] et l'artère circonflexe gauche [CX] entre les images CT-AC et NC. CT-AC a considérablement réduit les scores de défauts dans toute la population [P 0,005]. Il a également réduit considérablement le nombre de résultats équivoques de l'étude.

**Conclusion :** Dans notre étude, la correction d'atténuation CA basée sur la TDM a amélioré considérablement la spécificité, mais a diminué la sensibilité conduisant malgré cela à une amélioration de la précision diagnostique globale de la tomoscintigraphie myocardique Tc-99m sestamibi.

**Mots clés :** imagerie de perfusion myocardique, correction d'atténuation, TDM.

**Directeur de thèse :** Professeur DJELLAOUJJI Azzouz – Université de Sétif

Année universitaire : 2022 - 2023